

(43) Date of publication of application: 30 . 04 . 96

H04N 5/235
A61B 1/04
G02B 23/24
H04N 7/18
H04N 9/04

(62) Division of application: 05138779

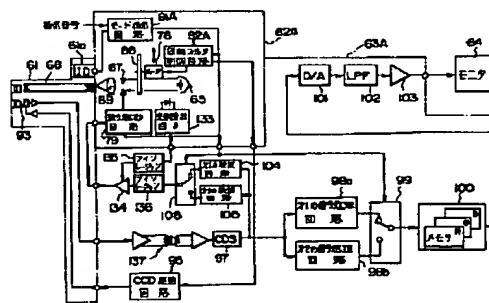
(72) Inventor: KOMATSU YASUO
WATABE AKIRA
TERAKUBO YUUKI
NAKAGAWA TAKEHIRO
KIKUCHI KENICHI

(57) Abstract:

PURPOSE: To control drive of a solid-state image pickup element optimizngly corresponding to information relating to a lighting light generating means.

CONSTITUTION: A luminous quantity detection circuit 133 uses part of an emitted light from a lamp 65 to detect the luminous quantity and controls the gain of a GCA 134 via an isolator 135. An output of a solid-state image pickup element 93 is fed to a CDS circuit 97 via an isolation section 137. A rotation filter control circuit 92A of a light source device 62A decides the operation mode based on a command by an operation panel and on an ID of an endoscope. controls insertion/withdrawal of a rotation filter 66 to/from an optical path, rotating speed and phase of the filter 66, gives a lighting mode signal to an aperture drive circuit 79 and also to a processor 63A. A rotation filter control circuit 92A gives information as to the phase, speed or insertion/withdrawal of the rotation filter to a CCD drive circuit 95 and drives adaptively the solid-state image pickup element 93 based on the information.

COPYRIGHT: (C)1996,JPO



(51) Int.Cl. ⁸	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
H 0 4 N 5/235				
A 6 1 B 1/04	3 7 2			
G 0 2 B 23/24		B		
H 0 4 N 7/18		M		
9/04		B		

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 44 頁)

(21) 出願番号 特願平7-172607
 (62) 分割の表示 特願平5-138779の分割
 (22) 出願日 平成5年(1993)6月10日

(71) 出願人 000000376
 オリンパス光学工業株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (72) 発明者 小松 康雄
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
 ンパス光学工業株式会社内
 (72) 発明者 渡部 晃
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
 ンパス光学工業株式会社内
 (72) 発明者 寺窪 優輝
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
 ンパス光学工業株式会社内
 (74) 代理人 弁理士 伊藤 進

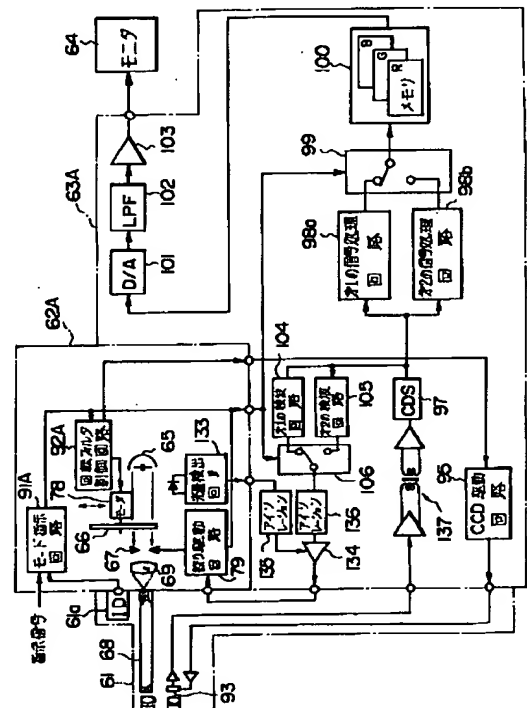
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 照明光発生手段に関する情報に対応して、固体撮像素子の駆動を最適に制御すること。

【解決手段】 光量検出回路133は、ランプ65の出射光の一部を用いて光量を検知し、アイソレーション135を介して、GCA134のゲインを制御する。固体撮像素子93の出力は、アイソレーション部137を介して、CDS回路97に供給される。光源装置62Aの回転フィルタ制御回路92Aは、内視鏡のID、操作パネルの指示に基づいて、動作モードを決定し、回転フィルタ66の光路中への挿脱、回転速度・位相制御を行うと同時に、照明モード信号を絞り駆動回路79に送ると共に、プロセッサ63Aに対しても送信される。回転フィルタ制御回路92Aは回転フィルタの位相、速度、または挿脱の情報をCCD駆動回路95に送信し、この情報に基づいて固体撮像素子93を適応的に駆動する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被写体を照明する照明光を発生する照明光発生手段と、
前記照明光によって照明された被写体像を撮像する固体撮像素子を駆動する固体撮像素子駆動手段と、
前記照明光発生手段に関する照明光発生手段情報を供給する情報供給手段と、
前記情報供給手段の供給する照明光発生手段情報に基づき、前記固体撮像素子駆動手段の動作を制御する駆動動作制御手段と、
を備えていることを特徴とする電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体内に挿入し内部を観察可能な電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、体腔内に細長い挿入部を挿入することにより、体腔内の臓器を観察したり、必要に応じ、処置具チャンネル内に挿入した処置具を用いて、各種治療処置のできる内視鏡が広く用いられている。

【0003】また、ボイラー・ガスタービンエンジン・化学プラント等の配管・自動車エンジンのボディ等の内部の傷や腐蝕等の観察や検査等に、工業用内視鏡が広く利用されている。

【0004】さらに、電荷結合素子（CCD）などの固体撮像素子を撮像手段に用いた電子内視鏡も各種用いられている。

【0005】図 2 には、電子内視鏡 81 を用いた電子内視鏡装置の構成の一例を示している。この電子内視鏡 81 は、細長で例えば可撓性の挿入部 82 を有し、この挿入部 82 の後端に太径の操作部 83 を連結している。前記操作部 83 の後端部からは、側方に可撓性のケーブル 84 が延設され、このケーブル 84 の先端部にコネクタ 85 が設けられている。前記電子内視鏡 81 は、前記コネクタ 85 を介して、照明光発生手段としての光源装置、及び信号処理回路が内蔵されたビデオプロセッサ 86 に接続されるようになっている。さらに、前記ビデオプロセッサ 86 には、モニタ 87 が接続されるようになっている。

【0006】前記挿入部 82 の先端側には、硬性の先端部 89 と、この先端部 89 後方側に隣接する湾曲可能な湾曲部 90 とが順次設けられている。また、この内視鏡 81 は、前記操作部 83 に設けられた湾曲操作部ノブ 91 を回動操作することによって、前記湾曲部 90 を左右方向あるいは上下方向に湾曲できるようになっている。また、前記操作部 83 には、前記挿入部 82 内に設けられた図示しない処置具チャンネルに連通する挿入口 92 が設けられている。

【0007】図 1 に示すように、電子内視鏡 81 の挿入部 82 内には、照明光を伝達するライトガイド 94 が挿

通されている。このライトガイド 94 の先端面は、挿入部 82 の先端部 89 に配置され、この先端部 89 から照明光を出射できるようになっている。また、前記ライトガイド 94 の入射端側は、ユニバーサルコード 84 内に挿通されてコネクタ 85 に接続されている。また、前記先端部 89 には、対物レンズ系 95 が設けられ、この対物レンズ系 95 の結像位置に、CCD 等の固体撮像素子 96 が配設されている。この固体撮像素子 96 は、可視領域を含め紫外領域から赤外領域に至る広い波長域で感度を有している。前記固体撮像素子 96 には、信号線 71, 72 が接続され、これら信号線 71, 72 は、前記挿入部 82 及びユニバーサルコード 84 内に挿通されて前記コネクタ 85 に接続されている。

【0008】一方、ビデオプロセッサ 86 内には、紫外光から赤外光に至る広帯域の光を発光する照明光源としてのランプ 73 が設けられている。このランプ 73 としては、一般的なキセノンランプやストロボランプ、ハロゲンランプ等を用いることができる。前記キセノンランプやストロボランプ、ハロゲンランプは、可視光のみならず紫外光や赤外光を大量に発光する。このランプ 73 は、電源部 77 によって電力が供給されるようになっている。ランプ 73 から照射された光は、前記ライトガイド 94 の入射端に入射され、このライトガイド 94 を介して先端部 89 に導かれ、この先端部 89 から出射されて、観察部位を照明するようになっている。

【0009】この照明光による観察部位からの戻り光は、対物レンズ系 95 によって、固体撮像素子 96 上に結像され、光電変換されるようになっている。この固体撮像素子 96 は、前記信号線 71 を介して、前記ビデオプロセッサ 86 内のドライバ回路 70 からの駆動パルスが印加される。固体撮像素子 96 は、この駆動パルスによって映像信号が読み出され、転送が行われるようになっている。

【0010】この固体撮像素子 96 から読み出された映像信号は、前記信号線 72 を介して、前記ビデオプロセッサ 86 内または電子内視鏡 81 内に設けられたプリアンプ 74 に入力されるようになっている。このプリアンプ 74 で増幅された映像信号は、プロセス回路 75 に入力され、γ補正及びホワイトバランス等の信号処理を施され、R, G, B 色信号として出力されると共に、エンコーダ 76 に入力されるようになっている。このエンコーダ 76 からは、R, G, B 色信号を変換処理して、NTSC コンポジット信号が出力されるようになっている。

【0011】ここでホワイトバランス動作は、例えば、白色の被写体を撮像した際、出力 RGB 信号の値が同じ値になるように制御される。

【0012】そして、前記 R, G, B 色信号または、NTSC コンポジット信号が、カラーモニタ 87 に入力され、このカラーモニタ 87 によって観察部位が、カラー

10

20

30

40

50

表示されるようになってい

【0013】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前記従来例の場合、照明光発生手段情報としての光源の種類、例えばランプの種類が変わった場合、以下のような欠点が考えられる。内視鏡用ランプの代表的なものとして、前述したキセノン(Xe)ランプとハロゲンランプがある。キセノンランプとハロゲンランプとでは放射エネルギー分布が異なり、色温度についても約2000K程異なる。これほど、色温度が異なっている場合、ホワイトバランス調整を行って、白色のみの色再現を合わせても、他の色の色再現が悪くなる。尚、一般にはキセノンランプは通常灯として、ハロゲンランプは非常灯として用いられている。

【0014】また、照明光発生手段情報としての光源の種類である照明(撮像)方式、例えば面順次式または単板カラー式(以下、同時式と記す場合もある)のように異なるものの間では、信号処理の方法を変化させなければならず、従来例のものでは対処できなかった。

【0015】内視鏡の使用分野のうち医療用の内視鏡では、被写体が体内内壁等になるので、色の特徴は赤系統の比較的濃い色となる。従って、内視鏡先端と被写体との距離が離れた場合、ライトガイドから出射される照明光は、内壁に反射した後、被写体に照射されるものが多くなる。そのため、被写体の色が、実際より赤系統の色が増大する、いわゆる2次反射光が発生して観察画像に悪影響を及ぼすおそれがある。

【0016】一方、光源装置には適正な光量を被写体に照射するため、絞り等の光量調節手段を設けているものがある。前記光源装置のランプより出射される照明光の色は、動作状態の一つである絞り位置、あるいは絞りと光軸とのズレによって変化することがある。このため、ホワイトバランス調整を行っても、被写体の明るさによって絞りを変化し、絞りの変化に判って全体の色が変化してしまうという欠点がある。

【0017】また、面順次方式/単板カラー方式/光学式ファイバー内視鏡の3種類の照明モードを有する光源装置があり、組合せて使用する内視鏡とプロセッサの種類に応じて、モードを切換えて使用していた。面順次方式/同時方式のいずれにも対応可能なプロセッサを光源装置と組合せて使用する場合、各装置の設定を効率よく且つ正しく設定でき、操作性の良いシステムが望まれる。

【0018】さらに、従来の電子内視鏡装置では、面順次照明光用光源か白色光照明用光源かなどによって、CCDの駆動を変えることができなかったため、解像度が落ちたり、ダイナミックレンジが落ちたりしていた。

【0019】上述のように、光源の種類や動作状態、あるいは機能など照明光発生手段情報に応じて、各種の対応をしないと観察画像の画質の悪化や効率等の点で不具

合が生じてしまう。

【0020】本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、照明光発生手段に関する情報に対応して、固体撮像素子の駆動を最適に制御する電子内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0021】

【課題を解決するための手段】本発明の電子内視鏡装置は、被写体を照明する照明光を発生する照明光発生手段と、前記照明光によって照明された被写体像を撮像する固体撮像素子を駆動する固体撮像素子駆動手段と、前記照明光発生手段に関する照明光発生手段情報を供給する情報供給手段と、前記情報供給手段の供給する照明光発生手段情報に基づき、前記固体撮像素子駆動手段の動作を制御する駆動動作制御手段とを備えている。

【0022】この構成によれば、駆動動作制御手段により、情報供給手段の供給する照明光発生手段情報に基づき、固体撮像素子駆動手段の駆動動作を制御する。その結果、固体撮像素子駆動手段は、前記照明光発生手段情報に対応して適正な駆動動作制御を行なう。

【0023】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。本第1の実施形態の電子内視鏡装置の構成例を図3に示す。図3に示す電子内視鏡装置1は、電子内視鏡2と、照明光発生手段としての光源装置3と、信号処理手段としてのプロセッサ4と、図示しないモニタとを備えている。

【0024】前記電子内視鏡2は、細長で例えば可撓性の挿入部5を有し、この挿入部5の後端に太径の操作部6を連結している。前記操作部は、側方に可撓性のケーブル7を延設し、このケーブル7の先端部にコネクタ8が設けられている。前記電子内視鏡2は、光源装置3に接続されるようになっている。また、電子内視鏡2は、映像信号処理回路9が内蔵された前記プロセッサ4に接続されるようになっている。図3に示す内視鏡及びケーブルは、この様子を模式的に示している。

【0025】さらに、前記プロセッサの映像信号処理回路9には、前記モニタが接続されるようになっている。また、映像信号処理回路9には、画像の記録装置を接続することもできる。

【0026】前記挿入部5の先端側には、硬性の先端部10、及びこの先端部10の後方に隣接する湾曲可能な図示しない湾曲部が設けられている。また、この内視鏡2は、前記操作部6に設けられた図示しない湾曲操作部ノブを回動操作することによって、前記湾曲部を左右方向、あるいは上下方向に湾曲できるようになっている。

【0027】図3に示すように、電子内視鏡2の挿入部5内には、照明光を伝達するライトガイド11が挿通されている。このライトガイド11の入射端は、前記光源装置3に接続されていると共に、ライトガイド11の先端面は、挿入部5の先端部10に配置され、この先端部

10から照明光を出射できるようになっている。

【0028】また、前記先端部10には、対物レンズ系12が設けられ、この対物レンズ系12の結像位置に、固体撮像素子13が配設されている。この固体撮像素子13は、可視領域を含め紫外領域から赤外領域に至る広い波長域で感度を有している。前記固体撮像素子13には、信号線14、15が接続され、これら信号線14、15は、前記挿入部5及びケーブル7内を挿通され、前記コネクタ8に接続されている。

【0029】一方、前記光源装置3内には、紫外光から赤外光に至る広帯域の光を発光する照明手段を構成するランプ16が設けられている。このランプ16としては、例えば一般的なキセノンランプやストロボランプ、ハロゲンランプ等を用いることができる。前記キセノンランプやストロボランプ、ハロゲンランプは、可視光のみならず紫外光や赤外光を大量に発光する。ランプ16は、用途に合わせて種類を選択することができる。

【0030】前記光源装置3内には、ランプ16の種類や、照明（撮像）方式例えば同時式などに応じて、異なる光源判別信号を発生する情報供給手段としての判別信号発生器18を有している。この判別信号発生器18は、例えば図示しない光センサを前記ランプ16の近傍に配置し、この光センサが光電変換した信号を基に、光源の種類に応じた光源判別信号を発生するものである。

【0031】尚、判別信号発生器18は、前記ランプの種類等に応じて設定ができるようにしたものでも良いし、光源装置3毎に所定の光源判別信号が発生するよう予め設定したものでも良い。

【0032】前記ランプ16は、図示しない電源部によって電力が供給されるようになっている。ランプ16から照射された光は、前記ライトガイド11の入射端に入射され、このライトガイド11を介して先端部10に導かれ、この先端部10から出射されて、観察部位を照明するようになっている。

【0033】この照明光による観察部位からの戻り光は、対物レンズ系12によって、固体撮像素子13上に結像され、光電変換されるようになっている。この固体撮像素子13は、前記信号線14を介して、前記プロセッサ4内の駆動回路17からの駆動パルスが印加され、この駆動パルスによって読み出し、転送が行われるようになっている。この固体撮像素子13から読み出された映像信号は、前記信号線15を介して、前記映像信号処理回路9に入力されるようになっている。この映像信号処理回路9は、映像信号を増幅すると共に、γ補正及びホワイトバランス等の信号処理を施し、R、G、B色信号、あるいはNTSCコンポジット信号として出力するようになっている。

【0034】ここでホワイトバランス動作は、例えば、白色の被写体を撮像した際、出力RGB信号の値が同じ値になるように制御されている。

【0035】そして、前記R、G、B色信号または、NTSCコンポジット信号が、前記カラーモニタに入力され、このカラーモニタによって観察部位が、カラー表示されるようになっている。

【0036】前記プロセッサ4内には、前記光源装置3の判別信号発生器18が出力する光源判別信号に応じて、後述する信号処理の動作を切り換える信号処理動作変更手段としての判別回路19を有している。判別指示手段を構成する判別信号発生器3と判別回路19との間は、信号線20によって接続されている。

【0037】前記映像信号処理回路9は、判別回路19の切り換え信号により、光源の種類に応じて、前記映像信号の処理動作を適正に切り換えるようになっている。

【0038】前記構成で、光源装置3内のランプ16が発光した光は、ライトガイド11を通して、先端部10から観察部位に向かって照射される。ライトガイド11によって照射された観察部位は、対物レンズ系12によって、固体撮像素子13に結像される。固体撮像素子13に結像された観察部位の像（光）は光電変換され、前記駆動回路17が信号線14を通して伝送した駆動パルスによって、所定のタイミングで読み出される。光電変換された映像信号は、信号線15を通して、映像信号処理回路9に入力する。

【0039】一方、光源装置3では、判別信号発生器18により、光源の種類に応じた光源判別信号が発生される。この光源判別信号は、信号線20を通してプロセッサ4内の判別回路19に入力する。判別回路19では、光源の種類が判別され、その情報は、映像信号処理回路9に切り換え信号として入力される。映像信号処理回路9では、判別回路19の切り換え信号に応じて信号処理の動作を切り換え、最適な映像信号処理を行う。

【0040】次に、光源判別信号の伝送に関する構成例について、図4を用いて説明すると共に、図5を用いて信号波形の様子を説明する。図4に示す構成例は、光源の自動調光手段を有する装置において、プロセッサ4と光源装置3とを結ぶ調光信号ライン21を、光源判別信号伝送用の前記信号線20として共用したものである。

【0041】前記光源装置3内部において、判別信号発生器18において、光源情報を周波数信号に変換する。いわゆる周波数変調を、判別信号発生器18では、かけている。この光源判別用周波数信号の例を図5（a）に示しており、この光源判別用周波数信号は、基本周波数によって光源の種類を表している。

【0042】前記光源判別用周波数信号は、光源側重畳回路22により、調光信号ライン21上にて、後述する調光信号に重畳される。図5（b）には、これらの信号を示している。

【0043】内視鏡2の調光信号ライン21を経由して伝送された光源判別用周波数信号はプロセッサ側の重畳回路23によって、調光信号と分離され、図5（c）に

示す光源判別用周波数信号となる。この光源判別用周波数信号を入力した前記判別回路19は、周波数成分から光源の種類を判別し、その結果を映像信号処理回路9に切り換え信号として出力する。

【0044】一方、調光信号は、プロセッサ4内部の調光信号検波回路24で発生される。この調光信号検波回路24は、固体撮像素子13の出力を検波して、調光信号を生成する。この調光信号は、プロセッサ側の重畳回路23、調光信号ライン21、及び光源側の重畳回路22を通して、光源装置3内部の調光回路25に入力する。図5(b)に示すように、調光信号は、直流信号であるので、交流成分の光源判別用周波数信号との分離合成は容易である。尚、図5(b)に示すVrefは、調光信号の基準レベルを示している。

【0045】調光回路25は、調光信号によって、ランプ16の明るさを自動制御する。

【0046】以上のようにして、調光信号ライン21と重畳回路22、23とを用いて、光源判別用周波数信号の伝送ができる。

【0047】図4に示す構成例では、調光信号と合成すると説明したが、専用の判別信号用の伝送ラインを設けて判別信号を伝送しても良い。また、専用ラインを用いるものでは、判別信号も周波数信号ではなく、コード信号、または直流信号とすることもできる。

【0048】次に、映像信号処理回路9の一例について、図6を用いて説明する。映像信号処理回路9に入力した前記映像信号は、前処理回路26に入力する。この前処理回路26では、照明の方式に応じて、面順次処理または同時処理が行われる。

【0049】この前処理回路26の処理の切り換えは、前記判別回路19の切り換え信号によって行う。この切り換え信号は、光源の種類に応じて発生したものであり、色面順次光源か同時光源かの情報を含み、適正な切り換えを指示する信号として動作する。また、前記切り換え信号は、前記光源調光用信号の発生法も切り換えている。

【0050】前処理回路26は、ホワイトバランス回路27にR、G、Bの色信号を出力している。このホワイトバランス回路27では、例えば、白色を撮像した際、RGB色信号各々のレベルが一致するように制御される。この動作は、通常白色を撮像し、出力するビデオ信号のレベルを検知して行っている。しかし、この回路27は、プリセット動作をする場合や初期値の最適化を図る場合に、光源の種類によって動作を変えている。この動作の切り換えは、光源の種類に応じた前記切り換え信号によって、制御されている。

【0051】次に、ホワイトバランス回路23から出力されたR、G、Bの色信号は、マトリクス回路28に入力する。マトリクス回路28では、色再現の向上のため次式によってマトリクス演算を行う。

【0052】

【式1】

$$\begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = A \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix}$$

Aは、3×3マトリクスである。入力したRGB色信号は、マトリクスAによって、R' G' B' 色信号に変換される。

【0053】最適な色再現をするためには、マトリクスAは、ランプの種類、照明の方式(面順次、同時等)の違いによって、切り換える必要がある。そこで、マトリクス回路28は、前記切り換え信号に従って、このマトリクスAの設定を変えている。

【0054】以上のように、本実施形態では、ランプの種類や照明の方式に応じて発生する(異なる)切り換え信号によって、映像信号処理回路9の処理動作を制御することにより、最適な映像信号の処理ができ、画質が悪化することを防ぐことができる。つまり、本実施形態は、処理動作を変えなければ、本来悪化する画質の改善をはかることができる。

【0055】この切り換え信号による映像信号処理の制御は、前述したものだけではなく、例えば固体撮像素子の駆動法や、メモリの制御等、光源の種類で変化する要因についてすべてに応用することができる。

【0056】図7ないし図9は本発明の第2の実施形態に係り、図7は電子内視鏡装置の全体的な構成図、図8はホワイトバランス回路のブロック図、図9は図8とは別のホワイトバランス回路のブロック図である。

【0057】本第2の実施形態は、図3に示す第1の実施形態の構成と異なり、判別信号発生器18を除き、映像信号処理回路9の出力信号から光源の種類を判別する判別回路29を有している。また、映像信号処理回路9の構成は、図6に示す前記マトリクス回路28に代えて、後処理回路30を有している。その他、第1の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略する。以下、第1の実施形態と異なる点についてのみ説明する。

【0058】前記映像信号が固体撮像素子13よりプロセッサ4に入力するまでの動作は、第1の実施形態と同様である。この映像信号は、映像信号処理回路9の前処理回路26で、色分離、同時化等の所定の処理がされた後、ホワイトバランス回路27に入力する。ホワイトバランス回路27では、例えば、白色を撮像した際、RGB色信号各々のレベルが一致するように制御される。このレベル調整のために、ホワイトバランス回路27では、前処理回路26の出力信号を用いて、制御信号を作成している。この制御の構成例は図8及び図9に示す。

【0059】図8に示すホワイトバランス回路は、白色撮像時にゲインコントロールアンプ（GCA）31R、31Bが出力するR、B信号と、入力G信号とのレベルを比較回路32R、32Bによって比較し、比較回路32R、32Bが出力する制御信号によって、RGB信号レベルが一致するようにゲインコントロールアンプ31R、31Bのゲインの調整をしている。この制御信号は、前記判別回路29へも出力されている。

【0060】図9に示すホワイトバランス回路は、白色撮像時、入力R、B信号と入力G信号とのレベルの差から、ゲインコントロールアンプ31R、31Bが出力するR、B信号が、入力G信号のレベルに一致するように、制御信号発生回路33R、33Bが制御信号を発生し、ゲインコントロールアンプ31R、31Bへ出力する。この制御信号は、前記判別回路29へも出力されている。

【0061】このホワイトバランス用の制御信号は、光源の種類によって異なる。例えば、キセノンランプの場合を基準に考えると、ランプがハロゲンに変わった場合、光源の色温度が高くなり、光の長波長成分のエネルギーが大きくなる。このため、ホワイトバランス回路27に inputsするR信号は、より大きく、B信号はより小さくなる。従って、ゲインコントロールアンプ31R、31Bへ inputsする制御信号は、キセノンランプの時に比べ、R信号用は小さく、B信号用は大きくなる。この制御信号を判別回路29へ inputsし、光源の種類を判別して、その結果を前記後処理回路30に切り換え信号として出力する。

【0062】この切り換え信号によって、第1の実施形態と同様に後処理回路30は、マトリクス定数等の値を切り換える。

【0063】以上示した通り、本第2の実施形態は、ホワイトバランス用の制御信号によって光源種別を判別し、その結果によって映像信号処理を切り換える。従って、本実施形態は、光源から判別信号を伝送する必要もなく、第1の実施形態のものより、システムの簡易化を実現できる。

【0064】また、以上の説明では、切り換え信号によって、後処理回路30の処理を切り換えるだけの説明であったが、前処理回路26のうち、この光源判別に与しない動作の切り換えも行うことができる。

【0065】図10は、本発明の第3の実施形態に係る電子内視鏡装置の全体的な構成図である。

【0066】本第3の実施形態では、図3に示す第1の実施形態の判別信号発生器18に代えて、ライトガイド11の分岐端に配置した光センサを設け、この光センサと判別回路とにより光源の種類を判別する構成としている。その他、第1の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0067】本第3の実施形態では、固体撮像素子13

より映像信号が読みだされ、プロセッサ4において処理される動作は、第1の実施形態と同様である。

【0068】図10に示すように、ライトガイド11は、入射端から、出射端側に向かって二股に分岐している。このライトガイド11は、光源からの発光を前記先端部10の一方の出射端へ導くと共に、分岐部11aの端面からも、光源からの光の一部が取り出される。この分岐部11aの端面近傍には、出射された光を検知するセンサ35が配置されている。センサ35は、光源から送られてくる光の色温度やスペクトムエネルギー分布を感知する。この感知データは、プロセッサ4の判別回路19Aによって判別され、その結果が映像信号処理回路9へ切り換え信号として出力される。この切り換え信号による映像信号制御回路9の動作は、第1の実施形態と同じで説明を省略する。

【0069】このセンサ35は、ライトガイド11のどの部分から分岐した光を用いても良く、光源から発光された光を照射しさえすれば、どの部分に配置しても良い。

【0070】以上の各実施例について、ホワイトバランス及び信号処理の説明は、RGB信号を用いて説明したが、輝度（Y）、色差（R-Y、B-Y等）信号を用いた場合にも適用できる。また、図示していないが、面順次方式の場合、光源装置3のランプ16からは、波長域の異なる複数の照明光が時系列的に照射される。これは、ライトガイド11の入射端と、ランプ16との間に回転フィルタを介装することで、実現している。

【0071】図11及び図12は本発明の第4の実施形態に係り、図11は電子内視鏡装置の全体的な構成図、図12は映像信号処理回路の構成例を示すブロック図である。

【0072】本実施形態は、第1の実施形態の光源装置3に、前記ランプ16の照明光量を調節する絞り34を配置している。この絞り34により、最適な映像信号レベルが得られるように、ランプ16からライトガイド11に入射する光量が制御される。この際、絞りの形状及び絞りと光軸との位置関係により、ライトガイド11から出射される光の色が変化する場合がある。これは特に、絞り量が大きい場合に、光の回折効果が大きくなることが主な原因である。

【0073】本実施形態では、前記状況にあつて、被写体の色再現性を図るため、絞り位置等を検知し、映像信号の処理を変えるように構成されている。このため、前記光源装置3は、絞り34からの絞り位置、つまり絞り量を検知する絞り位置検知器36を配置している。そして、この絞り位置検知器36の検知信号が判別信号発生器18に供給されるようになっている。判別信号発生器18の判別信号は、プロセッサ4の判別回路19に出力されている。その他、第1の実施形態と同様の構成については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0074】前記構成で、通常は光源装置3においてメインランプ16により照明される。メインランプ16の光はライトガイド11を通り、内視鏡先端部より被写体に照射される。被写体像は対物レンズ12により固体撮像素子13に結像され、固体撮像素子13によって電気信号に変換され、プロセッサ4に伝送され、映像信号処理回路9によって処理される。

【0075】前記絞り34の絞り位置は、絞り位置検知器36によって検知され、判別信号発生器18に送られる。前記判別信号発生器18には、予め絞り34の絞り位置に対する色変化の情報が例えば記憶されており、その色変化の情報に対応する判別信号が判別信号発生器18より出力される。前記プロセッサ4側では判別回路19により、判別信号発生器18からの信号を色変換信号に変換し、映像信号処理回路9に伝送する。

【0076】図12には映像信号処理回路9の構成例を示してある。この映像信号処理回路9は、判別回路19からの信号を係数発生器37で受け、判別回路19が出力する色変換信号に対応するマトリクス定数を発生し、色変換手段としてのマトリクス回路38の色変換の設定が変えられ、出力される画像の色が絞り位置に合うように変化する。

【0077】本実施形態では、絞りによる出射（照明）光の色の変化によらず、常に正常な色再現のある画像を得ることができる。

【0078】本実施形態では色変換手段をマトリクス回路としたが、他の色変換手段、例えば分類A7-1593、A7-1594に示す色空間において、変換するような構成のものでもよい。また、色変換手段は、LCA等のプログラマブル素子を用いて、判別回路19の指示によって再プログラムされる構成にしてもよい。

【0079】図13ないし図17は本発明の第5の実施形態に係り、図13は電子内視鏡装置の全体的な構成図、図14は回転フィルタの構成図、図15は映像信号処理回路の構成例を示すブロック図、図16は色度変換の説明図、図17はマトリクス係数の変更・設定に関するフローチャートである。

【0080】本実施形態の光源装置3は、面順次照明光を照射する構成になっており、モータ39により回転される回転フィルタ40が照明光の光路上に配置されている。すなわち、ランプ16とライトガイド11の間には、例えば図14に示すようなR（赤）、G（緑）、B（青）の各フィルタを配置した色分解用の回転フィルタ40が、挿入されている。図13に示すプロセッサ4は、前記光源装置3により回転フィルタに対する補正信号を判別信号発生器18より得て、その補正信号に応じて、映像信号処理回路9の色変換手段の動作を変えるように構成されている。その他、第1の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0081】前記構成において、通常は光源装置3においてメインランプ16により照明される。前記回転フィルタ40はモータ39で回転されており、照明光は、固体撮像素子の信号読み出し周期に同期して、R、G、Bフィルタに対応する信号をライトガイド11に入射する。各フィルタにより複数の波長帯域幅に分解された光は、ライトガイド11を通り、内視鏡先端部より時系列的に被写体に照射される。被写体像は対物レンズ12により固体撮像素子13に結像される。固体撮像素子13からは、各色フィルタに対応する電気信号が時系列的に出力され、プロセッサ4の映像信号処理回路9によって同時化され、色処理されて出力される。

【0082】ここで、回転フィルタ40は、R、G、B各々のフィルタの分光特性が、フィルタによって異なる。従って、フィルタが異なると、固体撮像素子13から出力される各色に対する電気信号にも違いが生じ、結果的に映像信号の色再現性が異なることとなる。

【0083】光源毎にフィルタが異なるため、本実施形態では、光源に応じて映像信号処理回路9の色変換手段の動作を切り換える。図15には、映像信号処理回路9における色変換手段の構成例を示してある。この処理回路9は、係数発生器41と、マトリクス回路42とを有している。

【0084】また、光源装置3の判別信号発生器18には、予め回転フィルタ40の分光特性等に対して、プロセッサ4における信号処理の設定を可変するためのデータが記憶されている。

【0085】以下、図17に示すフローチャートに従って動作を説明する。まず、光源装置3とプロセッサ4とが電気的に接続されると、ステップS41、S42で、光源内部の判別信号発生器18より、光源内部の回転フィルタ40に対応するデータが、プロセッサ4に伝送される。ステップS43で、プロセッサ4の判別回路19は、伝送された前記データを判別回路19によって識別される。

【0086】ステップS44ないしS46において、前記判別回路19の判別信号に応じて、映像信号処理回路9の係数発生器41が、使用される回転フィルタ40に対応するマトリクス係数が選択されて発生し、マトリクス回路46にロードする。これによって、マトリクス回路42の動作が変更される。

【0087】以下に、マトリクス係数の変更方式について説明する。

【0088】内視鏡の色再現上重要な色は、一般的に赤系統の色である。例えば基準となる赤を撮像した場合、その赤に対応する色信号のベクトルスコープ上の位置が図16のAの位置でなければならないとする。

【0089】ここで、前述の様に光源装置の回転フィルタ40の分光特性のばらつきのため、ホワイトバランス調整をしたとしても、基準赤に対応するベクトルスコ

ブ上の位置は、規定のAの位置にならない。色信号のベクトルスコープ上の位置が、図16において例えばBの位置となったとする。この場合、マトリクス回路42において、基準赤に対応する信号の彩度及び色相を変換するマトリクス定数を設定し、ベクトルスコープ上でAの位置になるように変換を行う。

【0090】尚、前記説明では赤系統の色、一色のみで説明をしたが、実際は複数色で考え、全体的に最適な色再現になるようにマトリクス定数を決定する。

【0091】前記マトリクス回路42は、SRAM等を使用することにより容易に定数変更が可能となる。

【0092】本実施形態では、光源装置の回転フィルタが異っても、色の変化が生じることなく、色再現性を維持することができる。

【0093】本実施形態では色変換手段をマトリクス回路としたが、他の色変換手段、例えば分類A7-1593, A7-1594に示す色空間において、変換を行う構成のものでもよい。また、色変換手段はLCA等のプログラマブル素子を用いて判別回路19の指示によって、再プログラムするような構成としてもよい。

【0094】図18ないし図22は本発明の第6の実施形態に係り、図18は電子内視鏡装置の全体的な構成図、図19は映像信号処理回路の構成例を示すブロック図、図20は色度変換の説明図、図21は通常灯と非常灯の特性図、図22はマトリクス係数の変更・設定に関するフローチャートである。

【0095】本実施形態の光源装置は、通常灯が切れた場合に、非常灯に切り替わる構成になっている。従って、光源が非常灯に切り替わった際、その非常灯の光量や分光特性に適したように、プロセッサの処理、例えば色変換手段の動作を変えるように構成されている。

【0096】本実施形態では、図18に示す光源装置3の通常灯であるメインランプ16は、例えばキセノンランプが使用されている。このメインランプ16が何らかの原因で検査中に点灯不能となった場合、ランプ制御回路43により、非常灯44によって照明されるようになっている。この非常灯44には、例えばハロゲンランプが使用されている。

【0097】前記ランプ制御回路43は、判別信号発生器18へ使用しているランプが非常灯に切り替わったか否かを知らせるようになっている。図18に示すプロセッサ4の判別回路19は、判別信号発生器18の判別信号に応じて、映像信号処理回路9の処理動作を切り替えるようになっている。その他、第1の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0098】前記構成で、通常は、光源装置3においてメインランプ16により照明されている。メインランプ16の照明光は、ライトガイド11を通り内視鏡先端部より被写体に照射される。被写体像は対物レンズ12に

より固体撮像素子13に結像され、固体撮像素子13によって電気信号に変換され、プロセッサ4に伝送され、映像信号処理回路9によって処理される。

【0099】以下、図22に示すフローチャートを参照して動作を説明する。

【0100】ここで、前記メインランプ16が何らかの原因で検査中に点灯不能となった場合、ステップS51で、ランプ制御器43により切り替えられて、非常灯44により照明がなされる。非常灯44はハロゲンランプが使用されているので、図21に示すように、キセノンランプに比べて色温度の低い照明となる。この場合、色温度の高いキセノンランプ用にセットアップされている映像信号処理回路9で、映像信号が処理されると、実際と異った色となり、適正な検査の続行ができなくなる。

【0101】そこで、ランプ制御器43はメインランプ16から非常灯44に切り換えると共に、ステップS52で、判別信号発生器18にランプが切り換わったことを知らせる。ステップS53で、判別信号発生器18は、非常灯に切り替わったことを知らせる判別信号をプロセッサ4に送る。ステップS54, S55で、プロセッサ4側では判別回路19により、ランプが切り換わったことを認識し、ステップS56以降で、映像信号処理回路9の処理内容を変える。

【0102】映像信号処理回路9の色変換手段の構成例を図2に示す。映像信号処理回路9は、判別回路19によりランプの切り換わり信号が伝送されると、係数発生器45により、切り換わった非常灯に適合したマトリクス係数をマトリクス回路46に送るようになっている。

【0103】次に、マトリクス定数の変更方式について説明する。

【0104】内視鏡画像の色再現上、重要な色は赤系統の色である。例えば基準となる赤を撮像した場合、その赤に対応する色信号のベクトルスコープ上の位置が図20のDの位置になければならないとする。

【0105】ここで、図21に示すようにキセノンランプと、ハロゲンランプの発光特性は異なる。従って、ホワイトバランス調整をしたとしても、基準の赤に対応するベクトルスコープ上の位置は、規定のDの位置にはならず、例えば図中Cの位置となったものとする。この場合、マトリクス回路46は、ステップS56ないしS58にあるように、基準赤に対応する信号の彩度及び色相を変換するマトリクス係数を選択して設定し、ベクトルスコープ上でDの位置になる係数をロードした後、信号の変換を行う。

【0106】尚、マトリクス回路46は、SRAM等を使用することにより容易に係数変更が可能となる。

【0107】前記説明では、赤系統の色、一色のみで説明をしたが実際は複数色で考え、全体的に最適な色再現になるようにマトリクス定数を決定する。

【0108】本実施形態では色変換回路をマトリクス回

路としたが、他の色変換手段、例えば分類A7-1593, A7-1594に示すような色空間において、変換を行う構成のものでよい。また、色変換手段は、LCA等のプログラマブル素子を用いて、判別回路19の指示によって、再プログラムするような構成にしてもよい。

【0109】本実施形態では、光源が通常灯から非常灯に切り替わっても、画像の変化、特に色変化を少なくできる。

【0110】図23ないし図26は本発明の第7の実施形態に係り、図23は電子内視鏡装置の全体的な構成図、図24は映像信号処理回路の構成例を示すブロック図、図25は映像信号処理回路の他の構成例を示すブロック図、図26は映像信号処理回路の別の構成例を示すブロック図である。

【0111】本実施形態は、第1の実施形態の光源装置3に、前記ランプ16の照明光量を調節する絞り47を配置している。この絞り47により、最適な映像信号レベルが得られるように、ランプ16からライトガイド11に入射する光量が制御される。

【0112】そして、本実施形態では、前記絞り47の絞り位置情報より、被写体と内視鏡先端部との距離を検知し、その検知結果に応じて映像信号処理回路9の色信号処理手段の動作を変えるように構成されている。

【0113】図23に示すように、絞り47の絞り位置は絞り位置検知器48によって検知され、判別信号発生器18に送られるようになっている。判別信号発生器18は、予め絞り位置に対する色変化の情報が例えば記憶されており、その色変化の情報に対応する判別信号が判別信号発生器18より出力される。プロセッサ4側では、判別回路19により、判別信号発生器18からの信号を色変換信号に変換し、映像信号処理回路9に伝送するようになっている。その他、第1の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0114】前記構成で、通常は、光源装置3においてメインランプ16により照明される。メインランプ16の照明光はライトガイド11を通り、内視鏡先端部より被写体に照射される。被写体像は対物レンズ12により固体撮像素子13に結像され、固体撮像素子13によって電気信号に変換され、プロセッサ4に伝送され、映像信号処理回路9によって処理される。

【0115】一方、絞り47の絞り位置は、絞り位置検知器48によって、検知され判別信号発生器18に送られる。前記判別信号発生器18は、絞り47の絞り位置に対応する色変化の判別信号が出力される。判別信号を受けたプロセッサ4側では、判別回路19により、判別信号発生器18からの信号を色変換信号に変換し、映像信号処理回路9に伝送する。

【0116】映像信号処理回路9内には色補正回路53

が配置され、判別回路19出力信号に応じて色補正されるようになっている。

【0117】図24に色補正回路53の第1の構成例を示す。前記色補正回路53に入力した例えばRGB信号は、マトリクス回路49によってY, R-Y, B-Y信号に変換され、係数器50a, 50bで係数が乗算され信号の大きさが変換されるようになっている。

【0118】一方、前記判別回路19は、被写体からの距離を判別して、この判別信号を遠点判別回路51に入力するようになっている。前記遠点判別回路51では、判別信号発生器19の判別結果に応じて、係数器50a, 50bの係数を設定するようになっている。

【0119】電子内視鏡の場合、内視鏡先端部のライトガイド11の射出端より被写体に光を照射して観察を行う。従って、内視鏡先端部が被写体に近い場合は、撮像した画像が明るくなるため、図示しない調光回路によって絞り47を調節し、光源から射出する光を絞るように調光制御が行われる。逆に、内視鏡先端部が被写体より遠い場合は、画像が暗くなるため、光源から射出する光量を多くする（光源の絞りを開ける）ように調光制御が行われる。よって、絞り位置検知器48が検知する絞り位置情報を用いることによって、被写体と先端部との距離を検知することができる。尚、絞り位置の検知は、前記調光回路から絞り47に出力される調光制御信号を用いても良い。

【0120】前記絞り位置情報に基づいて、遠点判別回路51で被写体との距離が検知されて被写体が遠点にあるか否かが判別され、遠点判別回路51より係数器50a, 50bへ制御信号が出力されて、係数器50a, 50bの係数が設定される。

【0121】ここで、被写体と内視鏡先端部との距離が大きくなるほど内臓壁による2次反射光の影響が大きくなり、内臓壁面の色の影響がでて、被写体の色が濃くなる。よって、本実施形態では、被写体と内視鏡先端部との距離が大きくなるほど、係数器50a, 50bによって、色差信号R-Y, B-Yの大きさを小さくするように制御する。この制御は、絞り位置情報の大きさにより、線形あるいは非線形で適応的に行われる。これにより、遠点観察の場合に彩度が補正される。

【0122】そして、輝度信号Y、及び係数器50a, 50bから出力される色差信号R-Y, B-Yは、逆マトリクス回路52によって、RGB信号に再び変換される。このRGB信号は、色補正回路53の出力信号として出力される。

【0123】このように、本実施形態では、色補正回路53で色補正をすることによって、遠点を観察する場合において、内臓壁による2次反射光の影響を少なくすることができ、色レベルを距離によらず常に最適に補正することができる。

【0124】図25に補正回路53Aの第2の構成例を

示す。

【0125】第2の構成例は、第1の構成例の構成要素に加えて、Y、R-Y、B-Y信号それぞれのラインに検波器を設けた例である。

【0126】図25に示す色補正回路53Aに入力したRGB信号は、マトリクス回路49によってY、R-Y、B-Y信号に変換され、係数器50a、50bで大きさが変換される。また、第1の構成例と同様に、判別信号発生器19からの絞り位置に応じた判別信号が、遠点判別回路51に入力するようになっている。

【0127】また、Y信号、及び係数器50a、50bの出力のR-Y、B-Y信号は、それぞれ検波器54a、54b、54cによって大きさが検波され（例えば平均値演算され）、遠点判別回路51に inputs する。

【0128】遠点判別回路51では、第1の構成例で説明したように絞り位置信号に対応する判別回路19の出力信号に基づいて、被写体と内視鏡先端部との距離を検知する。

【0129】ここで、被写体と先端部との距離が小さい場合は、2次反射光の影響は小さく、カラーバランスは崩れない。よって、遠点判別回路51において、被写体と先端部が近いある所定の距離にある場合に、検波器54a、54b、54cの出力値をホールドする。そして、被写体と先端部との距離が大きくなった場合においても、検波器54a、54b、54cの比が、前記ホールドした検波器出力の比と同じになるように係数器50a、50bを制御することによって、被写体との距離にかかわらず、Y、R-Y、B-Y信号の比は、被写体と先端部との距離が近い場合と同様に保たれるので、2次反射光の影響は小さくなる。よって、色レベルを距離によらず常に最適に補正することができる。

【0130】そして、輝度信号Y及び係数器50a、50bから出力される色差信号R-Y、B-Yは、逆マトリクス回路52によってRGB信号に変換され、色補正回路53Aの出力信号として出力される。

【0131】尚、前述した色補正回路の第1の構成例及び第2の構成例では、逆マトリクス回路52においてY、R-Y、B-Y信号よりRGB信号を生成しているが、マトリクス回路49でG、R-Y、B-Y信号に変換し、逆マトリクス回路52ではG、R-Y、B-Y信号からRGB信号を合成しても良い。

【0132】図26に色補正回路53Bの第3の構成例を示す。

【0133】第3の構成例は、マトリクス回路を設けない構成とした例である。色補正回路53Bに inputs したRGB信号のうち、R、B信号は係数器50c、50dに inputs されて大きさが変換される。また、第1の構成例と同様に、判別回路19の出力信号が遠点判別回路51に inputs するようになっている。また、G信号、及び係数器

50c、50dの出力であるR、B信号は、それぞれ検波器54a、54b、54cによって大きさが検波され（例えば平均値演算され）、遠点判別回路51Aに inputs する。

【0134】前記遠点判別回路51では、第1の構成例で説明したように絞り位置の判別結果に基づいて、被写体と内視鏡先端部との距離を検知する。遠点判別回路51においては、第2の構成例と同様に、被写体と先端部が近いある所定の距離にある場合に、検波器54a、54b、54cの出力値をホールドする。そして、被写体と内視鏡先端部との距離が大きくなった場合においても、検波器54a、54b、54cの比が、前記ホールドした検波器出力の比と同じになるように、係数器50c、50dを制御する。

【0135】このように制御することによって、被写体との距離にかかわらず、G、R、B信号の比は、被写体と先端部との距離が近い場合と同様に保たれるので、2次反射光の影響は小さくなる。よって、色レベルを距離によらず常に最適に補正することができる。

【0136】前記第3の構成例の場合には、RGB信号のまま処理ができるため、色差信号に変換する処理方式のようなマトリクス回路は必要ないため、回路構成が簡単になるというメリットを有する。さらに、RGBの信号比を制御するため、彩度を制御するだけの方式に比べて、より精度の高い補正が可能となる。

【0137】また、第3の構成例の場合において、R、B信号のみの大きさを制御するようにしているが、G信号についても係数器を入れて、RGB3つの信号の大きさを制御するようにしても良い。

【0138】また、第2及び第3の構成例において、被写体が近距離の場合の各信号の比と同じ比となるように信号レベルを制御するように説明したが、距離に応じて各色の比を変えるように制御しても良い。

【0139】図27及び図28は本発明の第8の実施形態に係り、図27電子内視鏡装置の全体的な構成図、図28は映像信号処理回路の構成例を示すブロック図である。

【0140】本実施形態の装置は、内視鏡先端部よりライトガイドを通して戻って来る被写体からの反射光を光源側で分離し、被写体例えば内臓内壁の色を検知し、その検知結果を2次反射光成分として色補正を行う構成のものである。

【0141】その他、第7の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0142】メインランプ16の照明光は、絞り47、ビームスプリッタ、ライトガイド11を通り、内視鏡先端部より被写体に照射される。被写体像は対物レンズ12により固体撮像素子13に結像され、固体撮像素子13によって電気信号に変換されプロセッサ4に伝達される。前記電気信号は、プロセッサ4の映像信号処理回路

9によって処理される。絞り47の絞り位置は、絞り位置検知器48によって検知され、判別信号発生器18に送られる。

【0143】一方、内視鏡先端より照射される光は被写体等照射されて反射され、この反射光は、再びライトガイド11を通して光源装置3に戻ってくる。この戻り光をビームスプリッタ55によって分離し、センサ56によって検出する。

【0144】前記センサ56により検出された信号は、検波回路57によって、R、G、B各々の成分比が検出され、判別信号発生器18に送られる。この検出された信号はライトガイド11から照射される光の反射光を平均したものである。従って、医療用内視鏡の場合、内臓壁全体の色を表わしているといえる。

【0145】図27に示す判別信号発生器18は前記絞り位置情報と、反射光情報を合成し、プロセッサ4に伝送する。プロセッサ4は、判別回路19によって光源より伝送されてきた信号を、再び絞り位置情報と反射光情報に分離し、映像信号処理回路9に送る。

【0146】映像信号処理回路9の色補正回路の構成例に係るブロック図を図28に示す。図28に示す色補正回路は、分離した絞り位置情報を距離判別回路58に inputsする。距離判別回路58は絞り位置に応じて、内視鏡先端部と被写体との距離を推定する。この距離情報とライトガイド11から戻ってきた反射光情報とを用いて、コントローラ59が、GCA（ゲイン・コントロール・アンプ）60a、GCA60bのゲインを制御する。

【0147】前記ゲインの制御法について以下に説明する。反射光情報のRGB比を $R:G:B=r:g:b$ とすると、GCA60a、GCA60bのゲインGR、GBはそれぞれ、 $GR=k(g/r)$
 $GB=l(g/b)$ となる。

【0148】kは距離情報零の時 (r/g) となり、距離が大きくなると“1”に近づく変数で、lも同様に距離情報零の時 (b/g) となり、距離が大きくなると“1”に近づく変数である。k及びlの距離に応じた変化率は、対象となる被写体部位の特徴や内視鏡等の条件によって決められる。

【0149】つまり、GR、GBは距離の近い（2次反射光の影響の小さい）場合は“1”に近く、補正量が小さくなるよう設定されている。距離が遠い（2次反射光の影響の大きい）場合には、反射光情報に応じた補正が大きくなる。

【0150】本実施形態では、被写体からの2次反射光の影響を少なくすることができる。

【0151】図29ないし図34は本発明の第9の実施形態に係り、図29は電子内視鏡装置の全体的な構成図、図30は面順次撮像方式に対応した第1の検波回路

の回路図、図31は同時方式に対応した第2の検波回路の回路図、図32は複数の照明モードに対応できる検波回路の回路図、図33は第1の信号処理回路のブロック図、図34は第2の信号処理回路のブロック図である。

【0152】図29に示す電子内視鏡装置は、内視鏡61と、光源装置62と、プロセッサ63、モニタ65とから構成されている。

【0153】前記光源装置62は、光源ランプ65から出射される白色光をRGB回転フィルタ66でRGB順次照明光に変換し、プロセッサ63からの調光信号に基づいて調光する絞り67を介して、内視鏡61のライトガイド68端面に集光レンズ69で集光させるようになっている。前記回転フィルタ66は、モータ78で回転されるようになっている。また、前記絞り67の絞り量は、絞り駆動回路79により制御されるようになっている。

【0154】また、前記光源装置62には、内視鏡61のID発生部61aからのID信号、もしくは光源操作パネルの指示スイッチ（不図示）に基づく指示信号を出力する照明モード指示回路91Aと、前記指示信号に従って回転フィルタ66を制御する回転フィルタ制御回路92Aとが設けられている。

【0155】前記照明モード指示回路91Aからの指示信号に基づいて、前記回転フィルタ制御回路92Aは回転フィルタ78を光路中に挿脱する一方、絞り駆動回路79は、ゲインや周波数特性等を変更するようになっている。同時に、前記照明モード指示回路91Aは、プロセッサ63に対して、照明モードを示す指示信号を送出するものである。

【0156】例えば、光源装置62の操作パネルで面順次照明モードが選択されると、回転フィルタ66を所定の速度で回転させると共に、光路中の所定の位置に挿入して、面順次照明を実現する。一方、同時式（単板式）照明モードが選択されると、回転フィルタ66を光路中から外し、連続白色光源を実現する。

【0157】通常、光源の照明モードを面順次にするか同時式にするかは内視鏡に実装された固体撮像素子のフィルターアレイの有／無で決まる。このため、前記内視鏡装置は、内視鏡61に設けたID発生部61aからの信号に基づいて、自動的にモード設定されるようになっている。つまり、内視鏡は光源装置及びプロセッサに対して着脱自在となっているので、面順次撮像方式、または同時撮像方式のいずれの方式の電子内視鏡でも交換して使用することができるようになっている。

【0158】特殊なケースとして、同時方式の内視鏡で通常観察をしている途中で、操作パネルからの指示で面順次照明に切り換え、画像の特定部分のRGB成分比を求めて、観察部位の特徴を抽出する場合が考えられる。この場合、フィルターアレイのRGB各成分光に対する透過特性により、撮像した画像に格子縞状のパターンが

10

20

30

40

50

生ずるが、実用上の観察に支障ないレベルである。

【0159】前記プロセッサ63は、内視鏡62の固体撮像素子（例えばCCD）93を駆動するCCD駆動回路95と、固体撮像素子93が出力する電気信号の1/fノイズを抑圧するCDS（相関二重サンプリング）回路97とを有している。また、前記プロセッサ63は、前記CDS回路97の出力を複数の照明モードつまり撮像モードに対応して処理し、切り換え可能とする第1、第2の信号処理回路98a、98b及び切り替え回路99とを有している。さらに、前記プロセッサ63は、切り替え回路99により選択された出力を記憶するRGBメモリ回路100と、D/A変換回路101と、低域通過フィルタ（LPF）回路102と、ビデオバッファ回路103とを有し、前記モニタ64に内視鏡画像の信号を出力するようになっている。

【0160】また、前記プロセッサ63は、光源の照明モードに応じて切り換え可能に設けられた、互いに方式の異なる第1、第2の検波回路104、105及び切り替え回路106を有している。

【0161】前記固体撮像素子93からの撮像信号は、CDS回路97でベースバンド信号に変換されて、第1、第2の検波回路104、105、第1、第2の信号処理回路98a、98bに入力される。光源装置62からの照明モード信号に基づいて、第1もしくは第2の検波回路104、105が選択されて、光源の絞り駆動回路79に調光信号を送出する。また、同じ照明モード信号に基づいて、第1もしくは第2の信号処理回路98a、98bが選択されて、ベースバンドに変換された撮像信号に所定の信号処理を施した後、RGBメモリ100に格納される。メモリ100の格納された画像データは、標準TV信号に同期して、同時に読み出され、D/A変換され、低域通過フィルタ102で帯域制限されて、ビデオバッファ103を介して、外付けのモニタ64に出力される。

【0162】図30に面順次撮像方式に対応した第1の検波回路104の構成例を示す。前記CDS出力信号はRGB各画像期間の信号であり、スイッチ回路107により、抵抗器及びコンデンサからなる複数のLPF/ホールド回路108にそれぞれ振り分けられ、LPF/ホールド回路108は、RGB各画像の平均値をホールドする。前記RGB各平均値は、複数の係数器/バッファ109でそれぞれ係数掛けされた後、加算器110により加算されて出力される。このとき、R、G、B比を約1:2:1とすることにより、第1の検波回路104は、その出力を画像の輝度成分Yによる検波信号とすることができる。

【0163】図31に同時方式に対応した第2の検波回路105の構成例を示す。図31に示す第2の検波回路105は、CDS出力の画像期間の信号を抵抗器及びコンデンサで構成したLPF/ホールド回路112で積

分し、ホールドすることにより輝度成分Yの検波信号を生成し、バッファ113を介して出力している。尚、前記画像期間以外の期間は、マスク信号により開閉されるスイッチ回路111が、OFFとなっている。

【0164】図32は、第1、第2の検波回路104、105を2以上の照明モードに対応して方式を変更可能とした回路構成の例を示してある。

【0165】図32に示す回路は、光源の照明モードに応じて切り換え可能に設けられたn個の異なるLPF回路115と、RGB各信号等の面順次撮像信号に対して切り換え可能に設けられたn個のピークホールド回路119と、n個の係数器/バッファ120と、係数器/バッファ120のn個の出力を加算する加算器121とを有している。

【0166】また、図32に示すように前記回路は、LPF回路115の前段及び後段には、n個のスイッチからなる切り替え回路114、116が接続されている。また、ピークホールド回路119の前段には、n個のスイッチからなる切り替え回路117が接続されている。

【0167】前記切り替え回路114、116、117、及び係数器/バッファ120は、切り換え制御回路118によって、照明モード信号に基づいて開閉が制御されている。

【0168】前記構成により、光源装置62と内視鏡61の組み合わせに対して、適応的にプロセッサ63の調光検波方式が選択される。

【0169】例えば、固体撮像素子の画素数の少ない内視鏡が使用されている場合には、前記検波回路において、時定数の小さな前記LPFが選択され。また、前記画素数の多い内視鏡の場合には、時定数の大きな前記LPFが選択される。

【0170】また、光源の照明モードの違いによって、光源の絞り駆動回路79のゲインを異なる設定にする必要がある場合、前記照明モード信号に基づいて前記係数器/バッファの増幅度が変更される。

【0171】図33及び図34は、各々第1、第2の信号処理回路98a、98bの構成例を示してある。前記回路98a、98bにおいて、CLMP（クランプ）回路122、125、127は、前記CDS出力信号等の直流再生を行う回路である。KNEE（ニー）回路は、入力信号の所定以上のレベルに対して増幅度を下げる1折れ線の非線形回路である。AGC回路は、ゲインを自動コントロールする回路である。

【0172】 γ 126はガンマ補正回路であり、図33に示す回路は、ルックアップテーブルROMを用いたデジタル回路で実現できる。また、図34に示す回路126は、信号に含まれる輝度成分のレベルに基づいて、ゲインを変更するアナログ方式のコンポジットガンマ補正回路で実現することができる。

【0173】図33に示す回路の場合、 γ 補正後の面順

10

20

30

40

50

次信号を切り替え回路129により、RGB各データバスに振り分けて出力している。一方、図34に示す回路では、Y抽出回路130、131により、A/D変換後のCCD撮像信号から輝度成分及び色差成分をそれぞれ抽出した後、マトリクス回路132でRGBに変換して出力している。

【0174】本実施形態では、内視鏡のIDに従って、自動調光のための検波方式を光源の照明モードに応じて自動的に且つ適切に切換えることができる。また、本実施形態では、操作パネルから自動調光のための検波方式

10 が設定できる。このため、本実施形態では、撮像方式あるいは照明方式が異なる内視鏡に交換しても、各装置の設定を手間無く適切に設定できる。

【0175】さらに、本実施形態では、同時式内視鏡で面順次方式の観察が可能となる。

【0176】図35は、本発明の第10の実施形態に係る電子内視鏡装置の全体的な構成図である。

【0177】本実施形態の光源装置62Aは、第9の実施形態の光源装置62に加えて、光量検出回路133を有している。また、本実施形態のプロセッサ63Aは、第9の実施形態のプロセッサ63Aに加えて、前記第1、第2の検波回路104、105の検波出力のゲインを可変するGCA（ゲイン・コントロール・アンプ）134を有している。前記光量検出回路133は、ランプ65の出射光の一部を用いて光量を検知し、アイソレーション135を介して、GCA134のゲインを制御するようになっている。

【0178】尚、前記検波出力は、アイソレーション136を介してGCA134に供給されている。また、前記固体撮像素子93の出力は、アイソレーション部137を介して、前記CDS回路97に供給されている。その他、第9の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0179】前記構成で、前記光源装置62Aの回転フィルタ制御回路92Aは、接続された内視鏡のID及び操作パネルの指示に基づいて、動作モードを決定し、回転フィルタ66の光路中への挿脱、回転速度・位相制御などを行う。同時に、前記照明モード信号が、出射光量を調整する絞り駆動回路79に送られると共に、プロセッサ63Aに対しても送信される。前記切り替え回路99、106は、前記照明モード信号に応じて、検波回路と信号処理回路とを選択する。

【0180】また、回転フィルタ制御回路92Aは、回転フィルタの位相、速度、または挿脱の情報をCCD駆動回路95に送信する。前記CCD駆動回路95は、回転フィルタの速度、位相または挿脱の情報に基づいて、前記固体撮像素子93を適応的に駆動する。

【0181】前記光源の照明モードに基づいて、前記検波回路が調光制御信号を生成すると共に、光源の光量情報に基づいて、調光制御信号の増幅度が可変される。

【0182】本実施形態では、光源ランプの光量を検出して、その値に基づいて調光制御信号の増幅度を適応的に変更するようにしたので、光量の大きな新品のランプに対しても、光量の半減した寿命間近のランプに対しても、ハンチングや応答遅れの生じない良好な調光制御を達成できる。

【0183】図36ないし図38は本発明の第11の実施形態に係り、図36は電子内視鏡装置の概略構成を示すブロック図、図37は電子内視鏡装置におけるAGC利得と輪郭強調レベルの設定関係を示す図表、図38は輪郭強調レベルの切り替えに関する説明図である。

【0184】本実施形態の電子内視鏡装置は、ランプ光量を検出して所定光量以上となった場合に、プロセッサ側の設定、AGC及び輪郭強調レベル等の複数の項目を同時に変えるように構成したものである。

【0185】図36に示す電子内視鏡装置は、撮像手段としてのCCD141と照明光を供給するライトガイド142とを有する内視鏡140と、この内視鏡140に照明光を供給する光源装置143と、前記CCDの撮像信号を処理して映像信号を生成するプロセッサ144とを有している。

【0186】図36において、CCD141から読み出された被写体の画像信号は、プロセッサに入力される。プロセッサ144では、前記CCD141の出力信号をプリプロセス回路145で復調した後、AGC回路146、輪郭強調回路147及びビデオバッファ148を介し、ビデオ信号として出力する。

【0187】前記AGC回路146には、その利得範囲を制限するための最大利得設定回路149が設けられている。この最大利得設定回路149により、AGC回路146の利得範囲は、少なくとも2種設定できるようになっている。利得範囲の切換えは、CPU150からの切換信号によって行われる。このようなAGC回路は一般に公知である。

【0188】また、前記輪郭強調回路147においては、例えば図38に示す様なパネル151上のスイッチ152の指示により、CPU150を介して、輪郭強調レベルを切換えることができるようになっている。これもまた公知の技術である。

【0189】尚、前記輪郭強調レベルは、図38に示すようにスイッチ152を押す度毎に、L（ロー）／M（ミドル）／H（ハイ）に順次切り替わり、繰り返すようになっている。

【0190】一方、光源装置144内のランプ153で発生された光束は、集光レンズ1602より集光され、さらにライトガイド142により内視鏡先端に伝達され、撮像すべき被写体に照明される。ランプ153とライトガイド142との光路上には、絞り羽根154が介挿されている。前記絞り羽根154は、画像信号を入力して照明光の光量を検知する絞り制御回路156によ

て絞り量が自動調節されるようになっている。この自動調節により、照明光量が最適に制御されることになる。

【0191】また、前記照明光が別の光路、例えばハーフミラー158を介して光量検出素子157に入力される。光量検出素子157の出力は判別回路159に入力される。前記判別回路159は検出光量が一定値以下になった場合、CPU150に知らせるようになっている。

【0192】以上のような構成の電子内視鏡装置において、AGC回路146と輪郭強調回路147の関係を図37により説明する。

【0193】通常のランプ光量が得られている場合には、AGC回路146の動作利得範囲は低く、例えば9dBに設定されている。また、輪郭強調回路147についてはユーザーのパネル設定“L”/“M”/“H”に応じて、例えば3/6/9dBの強調レベルが選択できるようになっている。

【0194】次に、ランプが劣化した場合、または主ランプが消灯し図示しない非常灯に切り換えられた場合には、検出光量が低下し、判別回路159の出力がアクティブとなる。この場合、CPU150はAGC最大利得を変更し、例えば18dBとして光量不足を補正する。また、この時、輪郭強調レベルは“L”/“M”/“H”の指示に対応して、例えば0/3/6dBと設定する。

【0195】本実施形態によれば、ランプの光量低下を検出してAGC利得と輪郭強調レベルを同時に制御するため、AGC利得の増加に伴うノイズの増加を抑え、良好な画質で画像観察を行うことができる。

【0196】また、本実施形態では、ランプの光量を光量検出素子により直接検出するため、被写体の画像の影響を受けない。従って、例えば被写体の距離が変化した場合に、利得範囲が切り替わり画質が変化する等の不具合を防止できる。

【0197】図39ないし図41は本発明の第12の実施形態に係り、図39は電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図40は色調調整レベルの切り替えに関する説明図、図41は色調調整の設定と指示値との関係を示す図表である。

【0198】本実施形態では、第11の実施形態における輪郭強調回路147に代えて色調調整回路161が設けられている。その他、第11の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略すると共に、異なる点に付いてのみ説明する。

【0199】前記色調調整回路161は、例えば2つの色信号(R/B)に対し、その増幅度を可変とすることで、出力画像の色調整を行うものである。これも公知の手段であるので詳細は省略する。尚、色調調整回路161の増幅度(指示値)は、CPU150からD/A変換器162を介して与えられる。

【0200】例えば図40に示すように、色調を指示するためのスイッチ164、165がパネル163上に設けられており、ユーザーは、スイッチ164、165を操作することにより、色調整を行うことができる。前記スイッチ164は、色信号Rに対応する一方、スイッチ165は色信号Bに対応している。

【0201】前記パネル163からの指示と、実際にD/A変換器162に出力されるデータは、CPU150内に少なくとも2通り保持されている。このデータの一例を図表41に示す。この例では、パネル163からの色調整の設定は、図+5~0~-5までの段階が設けられている。各段階に対して、色信号R、Bそれぞれの指示値(増幅度)が設定されている。

【0202】本実施形態では、判別回路159のしきい値は第11の実施形態よりも低く設定されている。これは、非常灯の点灯のみを検出するためである。

【0203】一般に、内視鏡用の光源には主ランプとしてキセノンランプ、非常灯としてハロゲンランプが使用されることが多く、非常灯が主ランプに比べ暗いことから、このような光量検出によって、非常灯点灯を検出することが可能である。

【0204】本実施形態の電子内視鏡装置において、通常の主ランプ点灯時には、AGCの動作利得範囲は低く、例えば9dBに設定されている。

【0205】一方、パネル163の色調設定値に対して、D/A変換器162に与えられる実際の色調指示値は、一例として図表41(a)に示すテーブルに従って設定される。例えばユーザーが(R,B)=(+1,-1)の組合せを指示した時には、R信号に“20”、B信号に“16”に対応する電圧が、色調指示信号として与えられる。

【0206】これに対し、主ランプの異常によって非常灯に切換えられた場合には、CPU150は、AGC最大利得を変更し、例えば18dBとして光量不足を補正する。同時に、色調指示値として図34(b)に示されるテーブルを使用する。つまり、(R,B)=(+1,-1)の組合せに対し、R信号に“14”、B信号に“20”に対応する電圧が出力され、ランプの色温度変化を補正する。

【0207】本実施形態によれば、非常灯への切り替えを検出してAGC利得と色調を同時に制御するため、光源の色温度変化に起因する色調変化が、AGC利得上昇により目立つことを防止して、良好な画質の画像観察を行うことができる。

【0208】また、ランプの光量を光量検出素子により直接検出するため、被写体の画像の影響を受けず、例えば被写体の距離が変化した場合に、色調が変化する等の不具合を防止することができる。

【0209】図42ないし図45は本発明の第13の実施形態に係り、図42は電子内視鏡装置の概略構成を示

すブロック図、図43は映像信号処理回路のブロック図、図44は同時式信号処理回路のブロック図、図45は面順次式信号処理回路のブロック図である。

【0210】本実施形態の電子内視鏡装置は、光源装置の設定モードに応じて、プロセッサの信号処理を面順次式または同時式のいずれかに自動的に切り替える構成になっている。

【0211】図42に示す電子内視鏡装置は、内視鏡166、光源ユニット167、プロセッサユニット168から構成されている。

【0212】前記光源ユニット167内のランプ169より発生された照明光は、その光路上に配置された絞り170と集光レンズ171を経て、ライトガイド172に入射する。ライトガイド172によって内視鏡先端に伝達された照明光は、被写体を照明し、照明された被写体の映像は、内視鏡先端に配されたCCD173によって電気信号に変換される。この電気信号は、プロセッサユニット168のCDS回路174へと導かれ、AGC回路180、映像信号処理回路181、及び外部出力回路182を経て、映像信号として出力される。

【0213】前記光源ユニット167内には、前記光路上に挿脱され、且つモータ175により回転される回転フィルタ176が配置されている。回転フィルタ176の挿脱は、フィルタ制御手段177により制御されている。つまり、前記光源ユニット167は、面順次式と同時式の2つの照明モードを切り替えることができるようになっている。前記照明モードの設定は、外部パネル178の図示しないボタン等により設定される。選択されたモードに対して、光源側CPU179がフィルタ制御手段177に制御信号を送り、回転フィルタ176をランプ正面に挿入するかしないかの制御をする。と共に、光源側CPU179は、プロセッサユニット168のプロセッサ側CPU183に回転フィルタ176の有無を知らせる判別信号を送る。

【0214】前記光源ユニット167より照明モードの情報を受信したプロセッサ側CPU183は、映像信号処理回路181が照明モードに合った信号処理動作をするように制御する。つまり、面順次式または同時式のいずれかの方式で信号処理がなされる。

【0215】図43に前記映像信号処理回路181のブロック図を示す。映像信号処理回路181は、光源ユニット167から送られた判別信号によって、面順次式信号処理または同時式信号処理を選択する構成となっている。

【0216】前記映像信号処理回路181は、AGC180の出力を入力するA/D変換器184と、スイッチ185と、面順次式信号処理回路186と、同時式信号処理回路187と、スイッチ188と、マトリクス回路189と、D/A変換器190と、後処理回路191とから構成されている。

【0217】前記面順次式信号処理回路186と、同時式信号処理回路187とは、並列に配置され、その前後段に、スイッチ185、188が介装されている。スイッチ185、188は、前記照明モードに応じた制御信号により、切り替えられるようになっている。

【0218】尚、面順次式と同時式に対しては、通常、内視鏡は交換されるものとする。同時式で撮像する内視鏡は、CCDの前面に、色モザイクフィルタが配置されている。一方、面順次式で撮像する内視鏡は、色モザイクフィルタが設けられていない。

【0219】前記プロセッサ側CPU183は、面順次式の回転フィルタ176における色特性と、同時式におけるCCDの色モザイクフィルタの色特性の違いを補正する係数をマトリクス回路189に送信する。

【0220】図44に面順次信号処理回路186の構成例を示す。

【0221】面順次式では、同回路186にRGB順次の信号が時系列的に入力され、まず黒レベル調整回路192により黒レベルの調整がなされ、その後ホワイトバランス（以下W、Bと略記する）回路193でホワイトバランス調整を行う。ホワイトバランスされた信号は、 γ 補正回路194で γ 補正され、メモリ195でRGB順次信号が同時化されたR/G/Bの各信号となる。

【0222】図44に同時式信号処理回路187の構成例を示す。

【0223】この回路187には、色差線順次の信号が入力され色分離回路196にて、輝度信号及び色差信号に変換される。前記輝度信号及び色差信号は、黒レベル調整回路197にて黒レベルの調整がなされた後、色処理回路199にてRGB信号に変換される。R/G/Bに変換された各信号に対してW、B回路199によりホワイトバランス調整を施し、調整された各信号はそれぞれ γ 補正回路200により γ 補正され、メモリ201を介してマトリクス回路189へ出力される。

【0224】本実施形態では、面順次式及び同時式の2方式に対応でき、その切り替え設定が自動的に且つ簡易にできる。

【0225】また、本実施形態では、面順次式/同時式のモードに合わせて、マトリクス回路189の係数を変え、回転フィルタ及び色モザイクフィルタの特性の違いに対応できる。つまり、色再現性を異なるモードにあっても、均等に維持でき、観察しやすい画像を提供できる。

【0226】図46ないし図48は本発明の第14の実施形態に係り、図46は電子内視鏡装置の信号処理部の構成を示すブロック図、図47は光源部の構成図、図48はホワイトバランス調整に関するフローチャートである。

【0227】本実施形態の電子内視鏡装置は、単板カラー（同時）式撮像及び面順次式撮像の両方式の信号を処

理可能な装置である。また、図47に示す光源部は、図46に示す信号処理部と接続されるものである。そして、前記電子内視鏡装置は、光源部に異状が生じ非常灯に切り換わったのを検出して、信号処理部のホワイトバランスの動作を変更する構成になっている。

【0228】図46に示す信号処理部において、単板カラー撮像時と面順次撮像時で異なる動作を要求される回路は、FPGA（フィールド・プログラマブル・ゲートアレイ）により構成されており、電源投入時にCPU211からダウンロードする配線情報（FPGAプログラム）を変えることによって、両方式での信号処理を可能としている。前記FPGAプログラムは、CSIO209を介して与えられる。また、FPGAの回路は、パラレルI/Oコントローラ（PIO）235を介して与えられるプロセスコントロールに従って、処理の手順等が制御される。尚、図中、FPGAで構成される回路は、二重枠で示してある。

【0229】以下、電子内視鏡装置の構成及び作用について説明する。

【0230】撮像手段であるCCD210は、例えば内視鏡に設けられているものとする。前記CCD210は、前記光源部が発した撮像方式に適合し照明光のもとで、撮像し撮像信号を出力する。このCCD210の撮像信号は、前信号処理部に供給され、撮像方式に適合した処理動作によって処理され、例えばR、G、Bのビデオ信号が出力される。

【0231】まず、単板カラー撮像用の信号処理について説明する。

【0232】図46において、SSG（シンクロナス・シグナル・ジェネレータ）212が生成する駆動信号は、CCDドライバ213により所定の電圧に変換されて出力される。前記CCD210は撮像面に図示しない色モザイクフィルタを配置してある。CCD210は、CCDドライバ213のCCD駆動信号により駆動される。尚、SSG212は、単板カラー撮像用の駆動信号を生成するようになっている。

【0233】CCD210からの読み出し信号は、CDS（相関二重サンプリング）回路214により復調され、AGCアンプ215を介してA/D変換器216でデジタル信号に変換される。このA/D変換直後の信号は、色分離回路217及びAGC検波回路218に入力される。AGC検波回路218はAGC制御信号を生成し、D/A変換器219を介して、前記AGCアンプ215にフィードバックする。この構成によりAGCが動作し、暗い被写体を撮像したときにも十分な明るさが得られる。

【0234】また、前記CDS回路214の出力は、前記光源部からの出射光量を調整するため、A/D変換器220によりA/D変換され、調光検波回路221に入力される。

【0235】前記調光検波回路220では、画像の平均レベルや明るさ分布などを演算し、CPU211へ出力する。このCPU211は調光演算を行い、結果をシリアルI/Oコントローラ（SIO）222を介して、光源部へ出力する。AGC調整後の映像信号は、色分離回路217で輝度（Y）及び色差（R-Y、B-Y）信号に分離され、色処理回路223で種々の内視鏡画像に特有な色処理が行われる。色処理後の各信号は、ホワイトバランス検波回路224に入力され、色バランス情報をCPU211へ出力する。

【0236】前記CPU211では、ホワイトバランス設定時に、検波結果により色補正値を演算し、ホワイトバランス（WB）コントロール回路225へ出力する。この補正値は各色差信号に乘算され、正しい色バランスが得られる。

【0237】色補正演算された映像信号は、 γ 補回路226により γ 補正された後、メモリ入力制御回路227により、三つのフィールドメモリ（FM）228にそれぞれ記憶される。各メモリ228から読み出された輝度・色差の各映像信号は、マトリクス回路229でRGB信号に変換され、色調回路230による色調補正、及びスーパーインポーズ231でCPU211からのデータが重畳される。そして、必要なキャラクタが重畳された信号は、三つのD/A変換器232によりD/A変換された後、RGBビデオ信号として外部へ出力される。

【0238】尚、重畳されるキャラクタはVRAM233に格納されており、重畳のタイミングは、CRTコントローラ234により制御されている。

【0239】次に、面順次撮像時の信号処理動作について説明する。

【0240】前記CCD210は撮像面に色モザイクフィルタを配置していないものを用いる。また、信号処理部のFPGAで構成されている回路には、面順次撮像用のFPGAプログラムが与えられる。

【0241】前記CCD210から読み出されたRGB面順次信号は、単板カラー撮像時と同様なCDS・AGC処理がなされた後、色分離回路217に入力される。面順次撮像時は色分離処理を行う必要がないため、この回路217は単なるバイパス回路として機能する。その後、色処理とホワイトバランス調整がなされ信号は、メモリ入力制御回路227に入力される。ここでは、RGBの順次信号として入力される映像信号を3つのフレームメモリ228に振り分けるよう制御が行われる。

【0242】後段におけるマトリクス動作は色分離と同様不要であるため、前記メモリ228で同時化されたRGBは、マトリクス回路229にてもバイパス処理され、後段の色調回路230に入力する。その後の各映像信号処理は、単板カラー撮像方式と同様である。

【0243】図47に示す光源部において、信号処理部から伝送される前記調光信号は、SIO236を介し

て、CPU237に入力される。CPU237は、この調光信号を基にパラレルI/Oコントローラ（PIO）238を介して、調光制御回路239を制御し、調光光量調整用の絞り羽根240を駆動する。

【0244】また、パネルスイッチ241からの指示をPKDI（プログラマブル・キー／ディスプレイ・インターフェース）242により読み取り、LED表示制御や、ランプ制御、回転フィルタ制御などを行う。一例として、パネルスイッチ241から単板カラー撮像モードまたは面順次撮像モードを指示により、回転フィルタ245は、照明光源とライトガイド244との光路に対する介挿／離脱が切り換えられる。また、モードが切り換えられたことをSIO236、222を介して信号処理部のCPU211へ通信する。尚、符号248はパネルLEDである。また、前記回転フィルタ245は、回転フィルタ制御回路249により制御されるモータ250により回転されるようになっている。

【0245】ところで、内視鏡装置の光源部においては、観察中に主たる照明ランプ243（主にキセノンランプが用いられている）が異常を起こして消灯した場合にも視野を確保するために、例えばハロゲンランプによる非常灯246が備えられている。主ランプ243が消灯した場合、光源部のCPU237は、これを検出して非常灯を点灯させ、これをSIO236、222を介して信号処理部のCPU211へ通信する。尚、ランプ制御回路247はランプの切り替えを制御するものである。

【0246】図48は、信号処理部のCPUにおける割り込み処理のフローチャートである。

【0247】SIO222が光源部からのデータを受信すると割り込みが発生し、図48に示す処理タスクが起動される。ステップS1で、受信データが光源の切り換え（非常灯検出）に対応するコードであった場合、ステップS2で、CPU211は予め記憶されていたハロゲンランプ用のWB補正值を読み出す。そして、前記補正值をWBバランスコントロール回路225へ出力する。ステップS3で、WBバランスコントロール回路225では、各色差信号（単板カラー撮像モード時）または各RGB信号（面順次撮像モード時）毎に対応した補正值を乗算処理し、ハロゲンランプ照明時の標準的な色再現を得る。

【0248】本実施形態によれば、光源部で主ランプの異常消灯時に非常灯照明に切り換えると共に、これを信号処理部に通信し、ランプの種類に対応したホワイトバランスを再設定することにより、非常灯点灯時に生じる色再現の急変を防止することが可能である。これにより、ランプが切り替わっても、色再現性の良い観察画像を得ることができる。

【0249】図49は、本発明の第15の実施形態に係るホワイトバランス調整に関するフローチャートであ

る。

【0250】本実施形態の電子内視鏡装置のハードウェア構成は、第14の実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0251】図49に示すフローチャートは、信号処理部のCPUのタイマ割り込み処理の一部を示してある。このタスクには、一定時間毎に必要な処理、例えばパネルからの切り替え指示の読み込みやLED点灯制御などを行うための動作が記述されている。これらの処理の1つとして、撮像信号の色の急変を検出する処理が行われている。すなわち、ステップS4、5で、ホワイトバランス検波回路224からデータを読み込み、これを過去の色データと比較する。ステップS6で、光源部のランプがキセノンランプによる通常照明から、ハロゲンランプの非常灯照明に切り換わると、同一被写体では色温度が低下する方向に画像が急変する。このため、画像信号からランプの変化を検出できる。

【0252】非常灯への切り換えを検出した場合、CPU211は次に述べる色補正動作を行う。すなわち、ステップS7、8で、現在のホワイトバランス設定値を読み出し、これに対してランプの色温度変化に対応する補正演算を行う。ステップS9で、演算の結果をWBバランスコントロール回路225に書き込み、ホワイトバランスの再設定を行う。

【0253】本実施形態によれば、画像信号から抽出した色情報により光源部のランプ変化を検出し、ホワイトバランスのシフトを行うため、非常灯検出信号を送信しない光源部と接続した場合にも、非常灯点灯時に自動的に色補正を行うことが可能である。また、本実施形態では、色補正動作として、現在の設定値に対して色補正值を用いて補正演算を行うため、第14の実施形態と比べて、より高精度な色補正を行うことができる。

【0254】図50ないし図53は本発明の第16の実施形態に係り、図50は単板カラー撮像時のホワイトバランス検波回路のブロック図、図51は面順次撮像時のホワイトバランス検波回路のブロック図、図52は図50に示す回路のタイミングチャート、図53は図51に示す回路のタイミングチャートである。

【0255】その他、本実施形態の電子内視鏡装置のハードウェア構成は、第14の実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0256】図50に示す単板カラー撮像時の検波回路と、図51に示す面順次撮像時の検波回路との切り換えは、前述したようにFPGAの再プログラムによって行われる。

【0257】光源部のパネル241より単板カラー撮像モードが指示された場合、光源部のCPU237はこれを検出し、回転フィルタ245を光路から離脱させ照明モードを白色光照明に切り換える。同時にCPU237はSIO236、222を介して、信号処理部に撮像モ

10

20

30

40

50

ードが変更されたことを通信する。信号処理部のCPU 211は、これを受けて各部のFPGAを再プログラムする。このうち、WBバランス検波回路224は図50のごとくプログラムされる。

【0258】ホワイトバランス検波回路224の2つの入力端子には、色差信号(R-Y/B-Y)が入力される。このホワイトバランス検波回路224には、それぞれの色差信号を積分するための平均化回路251及び平均値を記憶するためのレジスタ252がそれぞれ設けられている。これらは、コントロール信号生成回路253

によって制御されている。

【0259】入力される色差信号は、図52に示すように、前記色分離回路217によりすでに同時化が行われているため、R-YとB-Yは同時に入力される。そのため、各平均化回路251のリセット及びレジスタへのロード(load)は、2つの色差について共通である。この処理のタイミングは、1画面終了後にロードされ、このロードの後にリセット(res)が行われている。

【0260】一方、面順次撮像モードでは、ホワイトバランス検波回路224には、単板カラー撮像モードにおけるR-Yの入力端子にRGB順次信号が時系列的に入力され、他の端子に信号は入力されない。そのため、平均化回路251は1回路だけ設けられ、その出力が、3つのレジスタ252に分配される回路構成となっている。そして、これら3つのレジスタ252にはRGB画面それぞれの平均値が記憶されるよう、コントロール信号生成回路253はコントロール信号を生成する。すなわち、図53に示すように、平均化回路251はRGBの各画面毎にリセットされる。また、ロード(load-R, load-G, load-B)は、それぞれのレジスタ252に対応する色の画面の終了後に実行される。

【0261】以上の構成の実施例によれば、光源の照明の種類によってホワイトバランス回路を変更するため、これらを手動で切り換えることなく、自動的に設定でき、異なる撮像方式で撮像を行うことができる。

【0262】図54ないし図58は本発明の第17の実施形態に係り、図54は光源部における光学系の構成図、図55は絞り羽根の形状及び光軸との位置関係を示す説明図、図56は絞りの開口とCCD出力における各色との相関図、図57はタイマ割り込みのフローチャート、図58はホワイトバランスの補正値を求めるためのフローチャートである。

【0263】本実施形態の電子内視鏡装置は、絞り量を検出し、検出した絞り量に対応してホワイトバランスを設定するように構成されている。

【0264】その他、本実施形態の電子内視鏡装置のハードウェア構成は、第14の実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0265】図54に示す光源部における光学系において、前記ランプ243で発生された光束は、第1のレンズ255により集束され、前記絞り羽根240を介して光量制御された後、第2のレンズ256に入射する。この入射光は、面順次照明モードでは、前記回転フィルタ245により面順次照明光に変換され、第3のレンズ257で集光されてライトガイド244に導かれる。

【0266】図55に示す絞り羽根240は、前記照明光の光軸を横切る形で設置されており、光路を遮る角度によって通過光量を制御する構成となっている。絞り羽根240には、光量を制御するため扇状の切り欠き部258及びスリット部259が設けられている。このスリット部259は、絞り量の小さい領域から絞り量の大きな領域に変わる途中、絞り羽根240の角度変化に対して通過光量が急変しないようにする効果を有している。

【0267】ところが、このスリット部259を光束が通過することで、回折効果が生じることが明らかになっている。このため、絞り量(絞り開口)の大きな領域では、例えば図56に示すように照明光の色バランスに変化を生じる。そのため、従来の内視鏡装置では、特に被写体に近接して撮像をした際に、色が変わってしまうことになる。

【0268】図57は本実施形態における信号処理部のCPUのタイマ割り込み処理の一部のフローを示す図である。このタスクには、一定時間毎に必要な処理、例えば光量制御信号の出力、パネルからのスイッチの読み込みやLED点灯制御などを行うための動作が記述されている。

【0269】一定時間の経過によりタイマ割り込み処理が起動すると、ステップS10、11、12で、CPU 211は調光検波回路221からの明るさ情報を読み出し、最適な光量を得るための絞り値を演算し、SIO222、236を介して光源部へ出力する。この時、ステップS13で、演算結果である絞り値が一定値以上の領域であった場合、CPU 211は、ステップS14以降でホワイトバランスの再設定を同時に行う。すなわち、ステップS14、15で、現在のホワイトバランスの設定値、及びCPUに予め記憶されている色補正値を読み出す。その後、CPU 211は、ステップS16で、色補正値によって現在の設定値に補正演算を行い、ステップS17でホワイトバランスの再設定を行う。

【0270】図58は、絞り量に対するホワイトバランスの補正値を求めるためのフローチャートである。

【0271】前記パネル241のキースイッチからホワイトバランス動作が指示されると、このタスクが起動される。ステップS21で調光動作が完了し適切な明るさ設定となった後、ステップS22でホワイトバランス検波回路224から色情報を読み出し、これによりステップS23で、正しい色再現を得るための色補正値を演算し出力する。そして、ステップS24で、ホワイトバ

ンスを設定する。

【0272】次に、絞り値を最大（最低光量）まで順次変化させてホワイトバランスの補正值を求めるため、ステップS25で調光制御回路239に所定値を出力し、絞りを大きくする。そして、ステップS26で絞り動作が完了した後、ステップS27、28、29で、色情報を取り込み、絞り値毎のホワイトバランス補正值を演算・記憶する。この動作をステップS30で絞りが最大となるまで繰り返す。

【0273】以上の構成の実施例によれば、検出された絞り値によってホワイトバランスを再設定するように構成してあるので、絞り量の変化によって発生する色温度変化を補正して適切な色の画像を観察することができる。

【0274】尚、本実施形態では信号処理部側で絞り値を演算するように構成されているが、これを光源部側で行い、決定された絞り量を信号処理部へ通信するように構成しても同様の効果を得ることができる。

【0275】図59ないし図63は本発明の第18の実施形態に係り、図59は光源部のブロック図、図60は特殊光モードにおけるホワイトバランス設定のフローチャート、図61は光源部の光学系の構成を示すブロック図、図62は単波長照明の構成を示す斜視図、図63は3波長照明の構成を示す斜視図である。

【0276】本実施形態の電子内視鏡装置において、光源部は、通常の白色照明光に加えて、例えば赤外線等の特殊光を照射できるようになっている。そして、前記電子内視鏡装置は、白色光以外の照明が行われていることを検出する特殊光観察モードを検出し、白色光以外の照明時に、ホワイトバランスを所定値に設定する構成になっている。

【0277】その他、本実施形態の電子内視鏡装置のハードウェア構成は、第14の実施形態と同様であるので、図46と説明を省略すると共に、異なる点についてのみ説明する。

【0278】ところで、電子内視鏡分野においては、血流観察などの目的で、赤外線など特殊光による観察を行うことがある。この特殊光の照明方式としては、単一波長によるものと複数波長によるものがある。

【0279】単一波長照明を行う場合は、画像をそのままモニタ上で観察することが多いために、光源部には特殊光専用のフィルタが取り付け可能となっており、これを光路中に介挿することにより単一波長の照明を行う。

【0280】また、複数波長による観察を行う場合（この場合、画像処理装置を用いてそれぞれの波長の画像を定量比較することが多い）には、面順次照明用のRGB用回転フィルタの代わりに、それぞれの波長用のフィルタを備えた回転フィルタを介挿して照明を行う。これらの特殊光用フィルタの介挿・離脱は、図59に示す光源部のパネルスイッチ291により指定可能であり、光源

部のCPU237がそれらの制御を行うと同時に、制御情報を信号処理部へ通信する。

【0281】図61は電子内視鏡装置の光源部における照明光学系の構成を示してある。ランプ260より出射された光束は、第1レンズ261、3波長照明用回転フィルタ262、単波長照明用フィルタ263、及び第2レンズ264を介し、内視鏡挿入部の照明光学系へと接続されるライトガイド265へ入射される。

【0282】前記単波長照明用フィルタ263は、図62に示すように、円板状部材（ターレット）270に複数の光学フィルタ271～273が取り付けられている。これら複数の光学フィルタ271～273は、それぞれ透過波長域の異なるものである。また、円板状部材（ターレット）270には、単波長照明を行わない場合に使用するためのフィルタ非装着部274が設けられている。

【0283】前記ターレット270はモータ275により回転可能であり、ターレット270を回転させ、所望の光学フィルタが光路中に介挿される位置で、停止させることによって、任意の光学フィルタが選択できるようになっている。前記フィルタ選択用モータ275は、図59に示す前記CPU237の指示の基で、単波長照明制御回路276により回転が制御されるようになっている。

【0284】一方、図63に示すように、前記3波長照明用フィルタ262のターレット280は、モータ284により画像信号に同期して回転するようになっている。特殊光観察時は、異なる透過波長域を有する複数の光学フィルタ281～283が配置された特殊光用のターレット280を用いることにより、任意の3波長の順次照明光を得ることができる。

【0285】また、通常観察時は、赤・緑・青の3種類の光学フィルタを取り付けたターレットに交換することにより、任意の3波長の順次照明光を得ることができる。

【0286】前記回転フィルタの系全体は、着脱用モータ285により移動可能となっており、回転フィルタ262を前記光路より退避させて、3波長順次照明光を停止することもできる。

【0287】図63に示すように、移動部材287の支持柱には、前記ターレットを回転軸に固定した回転用モータ284が設けられている。前記移動部材287の基台部が、前記着脱用モータ285の回転によって移動し、前記光路に挿脱されるようになっている。前記回転用モータ284及び着脱用モータ285は、図59に示す前記CPU238の指示の基で、3波長照明制御回路286により制御されるようになっている。

【0288】いま、ある光学フィルタによる単波長照明光が、パネルスイッチ291により選択されたとする

と、CPU237は、単波長照明用ターレット263を

回転させ、指定された光学フィルタを選択すると共に、3波長照明用ターレットを移動し、光路より退避させる。これにより、単波長による照明ができる。

【0289】また、3波長照明が選択された場合には、CPU237は、単波長照明用ターレット263をフィルタ非装着部274まで回転させると共に、3波長照明用フィルタ280を光路に介挿させ、3波長順次照明を行う。

【0290】図60は、本実施形態における信号処理部のCPUのSIO受信割り込み処理のフローチャートである。

【0291】光源部からのデータを受信すると、SIO222から割り込みが発生し、図60の処理が行われる。受信データが特殊光観察モードへの移行に対応するものであった場合、以下に述べる処理が行われる。ステップS31で、特殊光観察モードが単一波長観察であれば、ステップS32ないし34でホワイトバランスの調整処理を行って、RGBの各映像出力レベルを同一に設定する。つまり、単一波長観察時には画像はモノクロとする。

【0292】また、ステップS31、S35で、特殊光観察モードが複数波長観察モードであれば、ステップS36でホワイトバランスをリセットし、それぞれの画像に対して同一の増幅度で外部に出力する。

【0293】以上の構成の実施例によれば、単一波長の特殊光観察時には出力画像をモノクロ表示とするようホワイトバランス回路を再設定して見易い画像を表示できる。また、本実施形態では、複数波長の特殊光観察時には、得られた3つの波長の画像をそのままのレベル比で出力することによって、画像処理装置などによる診断や評価を容易に行うことが可能である。

【0294】なお、本実施形態では、単一波長の観察時にモノクロ画像とするようホワイトバランス制御を行うものとしたが、モノクロ以外の色調に設定することも容易に実施できることが理解されよう。

【0295】図64ないし図69は本発明の第19の実施形態に係り、図64は電子内視鏡の概略構成図、図65はモニタ画面の説明図、図66は図65に示す画面のA走査線の映像信号の波形図、図67はAGC検波の説明図、図68はGCA制御部の一構成を示す回路図、図69はGCA制御部の他の構成を示す回路図である。

【0296】本実施形態の電子内視鏡装置は、内視鏡301と、光源部302と、信号処理部303と、図示しないモニタ部とを有している。この電子内視鏡装置は、光源部302の照射方式を連続照射またはフラッシュ照射に切り替えて制御すると共に、フラッシュ照射のときには、信号処理部303のAGCの検波における閾値の設定したり、あるいは検波範囲を変化させる構成となっている。

【0297】光源部302のキセノンランプ304より

照射された光は、ライトガイド305を通じ内視鏡301前面より、被写体に照射される。被写体からの反射光は同じく内視鏡301前面に配置されたCCD306に入射する。このCCD306は、信号処理部303内部のCCD駆動回路307により発生される駆動信号により駆動され、入射光を光電変換して電気信号に変える。この電気信号は、内視鏡301内部を通る信号線308を介して、信号処理部303内のCDS回路309を経て、AGC回路310に入力する。そして、前記CDS回路309の出力信号は、AGC回路310により、ある一定のレベルとなる様にAGC制御され、A/D変換器314に入力される。

【0298】前記AGC回路310は、CDS回路309の出力を増幅するゲインコントロールアンプ311と、このゲインコントロールアンプ311の出力を検波して同アンプのゲインを制御するGCA制御部312とから構成されている。

【0299】前記ゲインコントロールアンプ311の出力は、A/D変換器313を経て、親画面メモリ314及び子画面メモリ315に格納されるようになってい

る。親画面メモリ314及び子画面メモリ315は、書き込み/読み出しがSSG316により制御されるようになっている。

【0300】通常時は、親画面メモリ314のみから内容が逐次更新される動画像が出力され、前記モニタに表示される。

【0301】フリーズ時には、親画面メモリ314の内容の更新が禁止され、静止画像が出力され一方、子画面メモリ315からは内容が逐次更新される動画像が出力される。前記静止画と動画像が、合成された後、D/A変換されて前記モニタに表示される。

【0302】また、前記CCD駆動回路307は、フリーズ命令を受けたプロセッサ側CPU300の制御の基で、CCD306をシャッターモードで駆動するようになっている。さらに、SSG316は、フリーズ命令を受けたプロセッサ側CPU300の制御の基で、親画面メモリ314をフリーズモードで読み出すようになっている。

【0303】メモリ314、315から読み出された画像データは、加算器317により重畳され、D/A変換器318等を介して、前記モニタ等の出力装置に入力されるようになっている。

【0304】一方、前記CCD306より出力された電気信号は、同じく信号処理部303内部の調光回路319によって検波され、調光信号が生成する。前記調光回路319は、調光信号により光源部302内の絞り320の絞り量を調節し、被写体を照明する光量が適正となる様にコントロールする。また、前記調光回路319は、適正露光量を検知した場合、検知パルスを前記プロセッサ側CPU300に出力するようになっている。



【0305】光源部302の光源側CPU321は、キセノンランプ電源322を介して、前記キセノンランプ304の照射モードを制御している。本実施形態では、連続的に光を照射する連続モードと、断続的に強い光を照射するフラッシュモードがある。前記光源側CPU321は、フラッシュモードを指示する際、同時に信号処理部303のGCA制御部312へ、AGC検波制御信号を出力するようになっている。

【0306】ここで、CCD306シャッタ（素子シャッタ）モードでのフリーズ動作時について述べる。観察者の操作により前記フリーズ命令が入力されると、CCD駆動回路307は、CCD306に対してシャッタ動作をさせる駆動信号を発生する。このフリーズ命令は、光源部302のCPU321に与えられるので、同CPU321は、キセノンランプ電源322に対して、フラッシュ照射を行うよう照射モードの切り替えを指示する。キセノンランプ304がフラッシュ照射することにより、CCDのシャッタ動作時に光量不足を補うよう光量が増加され、適正露光量となった時にプロセッサ側CPU30の制御により、親画面の画像をフリーズさせている。この時点で、前記モニタ上の親画面には適正露光量を得た時点における静止画像が表示されるが、子画面には動画像が表示されている。

【0307】フラッシュ照射は、フリーズ後も、ある一定時間照射光の持続があるため、この照射光に対し、フリーズ後は通常駆動に戻ったCCD306は、一時的に過露光状態となる。このままではAGC回路310が反応するため、子画面にはハンチング等の見苦しい画像が表示されることになる。

【0308】そこで、本実施形態では、光源側CPU321からのフラッシュ照射の命令と共に出力されるAGC検波制御信号により、GCA制御部312は、AGCの検波の方法を切り換えている。図65は、前記モニタの表示画面を示すものである。ここで説明のため、親画面の右上の部分には十分に照明が当たっており、それ以外の斜線で示されている部分には、照明が不足しているものとする。

【0309】CCDシャッタモードでのフリーズ動作において適正露光量を得るため、フラッシュ照射が行われたとすると、図65のAの走査線で示された部分の映像信号は図66の様になり、親画面の右上の部分の映像信号はフラッシュ照射により一時的に飽和状態となっている。前記GCA制御部312は、映像信号に対して所定のしきい値を設け、このしきい値以下の信号のみを用いてGCA311の利得制御を実行する様に制御方法を切り換える。

【0310】尚、AGCの制御方法の切り替えは、以下のようにしても良い。

【0311】GCA制御部312は、図67に示す様に有効画面を複数分割して、その複数分割された領域の中

から、例えば映像信号の飽和が少ない画面の周辺部の領域（図中、斜線領域）の映像信号のみを用いて、ゲインをコントロールする処理に変更される。

【0312】例えば、胃壁等を観察している場合には、画面周辺部に対して、画面中央部が飽和してしまう。よって、飽和傾向の少ない画面周辺部の領域の映像信号のみを用いて、AGC動作を変更することは、有効である。

【0313】図68にGCA制御部312の具体的な回路構成例を示す。前記CDS出力は反転アンプIC1を通り、リミッタ回路IC2に入力する。リミッタ回路IC2では、前記AGC検波制御信号を受けたスイッチSW1により選択された電圧E1、E2によって、前記CDS出力にリミッタがかけられ、それを上限とする信号が出力される。このリミッタ信号は、マスク信号により開閉制御される前記スイッチSW2により、一画面のうちの所望の信号のみがLPF/ホールド回路323によりGCAの制御電圧に変換される。前記LPF/ホールド回路323は、抵抗器、コンデンサ、及びバッファにより構成されている。

【0314】図69にはGCA制御部312の他の構成例を示している。このGCA制御部312は、入力したCDS出力にリミッタをかけることなく、AGC検波制御信号に応じて、マスク信号発生回路324がマスク信号が生成し、検波の範囲を変更するようにしている。尚、マスク信号の生成のタイミングは、垂直同期信号VD及び水平同期信号HDに同期したタイミングとなっている。

【0315】本実施形態によれば、CCDシャッタモードでのフリーズ動作時に、適正露光量を得るためのフラッシュ照射が行われ、画像の一部が飽和しても、AGC検波のためのしきい値の設定や、検波の対象範囲を制御することで、フラッシュ照射により一時的に飽和した映像信号にAGCが反応することで、動画面がハンチングを起こすことを防止できる。

【0316】図70及び図71は本発明の第20の実施形態に係り、図70は電子内視鏡の概略構成図、図71は図70に示す装置の動作を示すタイミングチャートである。

【0317】本実施形態の電子内視鏡装置は、光源部の照射方式を連続照射またはフラッシュ光照射に切り替えて制御すると共に、フラッシュ光照射のときにはAGCの動作を遮断し、一定ゲインを維持する構成になっている。その他、第19の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0318】本実施形態の装置は、第19の実施形態の信号処理部302において、前記GCA制御部312に代えて、前記光源側CPU325が出力するAGCon/off制御信号により、AGCの動作/遮断を制御するGCA制御部326を有している。

【0319】前記構成において、CCDシャッタ（素子シャッタ）モード時におけるフリーズ動作について、図71を参照して説明する。

【0320】まず、図71（a）に示すCCDシャッタモード命令が選択されているものとする。この状態で、観察者の操作により図71（b）に示すフリーズ命令が入力されると、CCD駆動回路307はCCD306に対してシャッタ動作を行わせる。このとき、光源側CPU325はキセノンランプ電源322に対して、フラッシュ照射を行うよう図71（c）に示す照射モードの切り替えを指示する。キセノンランプ304がフラッシュ照射することにより、CCDのシャッタ動作時に光量不足を補うよう光量が増加され、調光回路319は適正露光量を検知し、適正露光量となった時にプロセッサ側CPU30へ、図71（d）に示す適正露光量検知パルスを出力する。プロセッサ側CPU30は、前記検知パルスを受けて、親画面の画像をフリーズさせるよう、SSG316を介して親画面メモリ314の読み出しを制御する。このようにして、モニタ上の親画面には、適正露光量を得た時点における画像が、静止画表示される。

【0321】一方、子画面は動画表示なので、前述したハンチング等の見苦しい画像が表示されることを防止するため、本実施形態では、以下に述べる動作変更をする。

【0322】フラッシュ照射命令と共に図71（e）に示すAGC off制御信号が、前記GCA制御部326に与えられる。そして、フラッシュ照射モードへの切り替え情報を基にして、GCA制御部326はAGCの動作を中断し、GCA311のゲインコントロール電圧を、フラッシュ照射が終了するまでホールドする。

【0323】本実施形態によれば、CCDシャッタモード時のフリーズ動作時において、適正露光量を得るため、フラッシュ照射をした場合でも、AGC制御を遮断しゲインをホールドする。このことにより、本実施形態では、フラッシュ照射にAGCが反応することにより生じるハンチング等の見苦しい画像が、モニタ上に表示されることを防止でき、適切な観察画像を得ることができる。

【0324】図72は本発明の第21の実施形態に係る電子内視鏡装置の概略構成図である。

【0325】本実施形態の電子内視鏡装置は、光源部328が通常灯である前記キセノンランプ304と非常灯331とが設けられている。前記光源部328は、キセノンランプ304が切れた場合に、非常灯331に切り替えて照明できる構成になっている。その他、第19の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略すると共に、異なる点についてのみ説明する。

【0326】前記光源部328において、前記キセノンランプ304より照射された光は、光量を落とすための

フィルタ332を通過した後に、前記ライトガイド305に入射する。内視鏡301中のライトガイド305を通った照明光は、内視鏡前面より被写体に照射され、その反射光が同じく内視鏡前面に配置された前記CCDに306入射する。このCCD306は信号処理部329内部のCCD駆動回路307により発生した駆動信号により駆動され、入射光を光電変換し、電気信号に変える。この電気信号は内視鏡内のケーブル308を介して、信号処理部329内のGCA333によりオートゲインコントロールされ、信号処理回路334を経て、前記モニタ等の出力装置に出力される。

【0327】前記GCA333は、前記ゲインコントロールアンプ311と、光源部339から与えられるランプの切り替わりを判別した信号により、ゲインを変えるGCA制御部340とから構成されている。

【0328】一方、光源部328内のCPU335は、キセノンランプ304に電源を供給しているキセノンランプ電源336に流れる電流値を監視している。ここで、電流値の急激な低下により、キセノンランプ304の断線と、CPU335が判別した時、CPU335は駆動回路337を通じてモータ338を制御し、前記非常灯331を光軸上に移動させ、非常灯331を点灯させる。

【0329】ここで、電子内視鏡装置において、一般に非常灯は、診断用のキセノンランプに比べ光量が低いものが用いられており、キセノンランプの断線により非常灯が点灯した場合、モニタ画像がキセノンランプ使用時より暗くなってしまう。

【0330】そこで、本実施形態では、光源内部に設けられたランプ判別回路339により、現在点灯しているランプが、診断用のキセノンランプか非常灯かを判別するようになっている。このランプ判別回路339は、前記CPU335の電流値の監視、または前記切り替え指示を基に、判別している。

【0331】非常灯ランプが点灯していると判断されれば、GCA回路333のGCAゲイン制御部340に対し、AGCの最大ゲインを、照診用キセノンランプ点灯時に設定していた値よりも増加させるよう制御する。

【0332】本実施形態によれば、内視鏡による観察中に発生した照診用キセノンランプ断線により、非常灯点灯に切り替わっても、照明光量低下に対応してAGCの最大ゲインを低く設定して、適切な視野を確保できると共に、十分な明るさの観察画像を得ることができる。

【0333】尚、非常灯点灯時は緊急の場合と考え、S/Nを犠牲にしても視野を十分に確保するために、ゲインの可変可能な範囲を変更しても同様の効果が得られる。

【0334】図73及び図74は本発明の第22の実施形態に係り、図73は電子内視鏡装置の概略的な構成図、図74はGCA制御部の構成例を示すブロック図で

10

20

30

40

50

ある。

【0335】本実施形態の電子内視鏡装置は、光源部341が、面順次式撮像用の照明光と同次式撮像用の照明光を切り替えて照射できる構成になっている。また、信号処理部342は、面順次式撮像方式と、同次式撮像用とで切り替えて前記CCD306を駆動すると共に、信号処理も前記方式に合わせて切り替えできる構成になっている。そして、前記電子内視鏡装置は、光源の照射モードが、面順次式撮像用か同次式撮像用かを判別し、判別された撮像方式に応じてAGCの検波方式を変更する構成になっている。その他第19の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略すると共に、異なる点についてのみ説明する。

【0336】図示しないフロントパネル等に設けられた切り替え手段によって照明光を面順次式撮像用を選択するか、あるいは同時式撮像用を選択するかが、前記光源部341の光源側CPU343に入力される。光源側CPU343は、面順次撮像用の照明光が選択された場合は、キセノンランプ304から発せられる照明光の光軸上にRGBフィルタ344を移動させ、モータ345によりこのフィルタ344を回転させるように駆動回路346を制御する。

【0337】また、同時式撮像用の照明光が選択された場合は、RGBフィルタ344を光軸上から遠ざけ、モータ345の回転を停止させるよう、駆動回路346を制御する。

【0338】前記照明光は、前記ライトガイド305に入射され、内視鏡前面より被写体に向けて照射される。この反射光を内視鏡先端に配置されたCCD306が光電変換を行い、電気信号に変換する。

【0339】前記信号処理部342内部には、面順次式撮像用にCCD306を駆動させる面順次式CCD駆動回路347と、同時式撮像用にCCD306を駆動させる同時式CCD駆動回路348が設けられている。

【0340】また、信号処理部342内部には、GCA回路349の後段に、面順次式用信号処理部350と同時式用信号処理部351が併設されている。これらの2系統のCCD駆動回路347、348及び信号処理部回路350、351は、光源内部341に設けられている照明光判別回路352により、現在照射されている照明光に応じて、スイッチ353、354で選択されるようになっている。

【0341】CCD306から読み出された電気信号は、内視鏡内のケーブル308を介して前記CDS309を経て、GCA349に入力される。CDS出力は、GCA349にて、設定されたレベルとなるようオートゲインコントロールされ、それぞれの撮像方式に対応した信号処理部を経て、モニタ等の出力装置に出力される。

【0342】前記GCA回路349は、前記ゲインコン

トロールアンプ311と、このアンプ311のゲインを制御するGCA制御部355とから構成されている。

【0343】次に、AGC動作を制御しているGCA制御部355の動作について説明する。

【0344】光源部341の照明光に面順次撮像用が選択された場合、CCD306の出力は、例えばR・G・B・R…の順番にフィールド周期で送られてくるものとする。この中より、前記CDS出力中のGの映像信号成分のみを積分した値を基にして、GCA311のコントロール電圧を決定する。

【0345】尚、G信号成分の代りにB信号成分、R信号成分を用いることもできる。また、一種類の信号成分のみでは無く、例えばG成分とR成分の組み合わせの様に、複数の信号成分を積分して組み合わせても良い。あるいは、順次出力されるR・G・Bの信号を積分して、乗数を掛けて加算することで得た輝度成分Yの積分値を求め、この値を用いてGCAのコントロール電圧を決定しても良い。

【0346】次に、照明光に同時式撮像用が選択された場合、前記CDS出力を積分し、GCAのコントロール電圧を決定する。あるいは、信号中に含まれる輝度成分Yを抽出し、これを用いることでも可能である。

【0347】図74はGCA制御部355の構成例を示すブロック図である。

【0348】照明光が面順次式撮像方式である時、CDS出力には、R・G・B…の順に送られてくる信号を切換信号発生回路356によりスイッチ357を切り換え、それぞれ三つのLPF／ホールド回路358に振り分ける。三つのLPF／ホールド回路358で各ホールドされた信号は、三つの乗算器359により係数掛けをされた後に、加算器360により加算することで、輝度信号Yを積分した求めることができ、これをGCAの制御電圧とする。

【0349】尚、切換信号発生回路356は、前記照明光判別回路352の照明光判別出力に応じて、スイッチ357の開閉を制御する。

【0350】ところで、G成分のみを利用する場合は、スイッチ357の切り換えを変えることで可能となる。

【0351】また、照明光が同時式撮像方式の場合、前記スイッチ357を常に一ヶ所のみONに固定することで、GCAの制御電圧が取り出せる。

【0352】本実施形態では、光源の照明光モードにより、プロセッサ側のAGCの検波方式が自動的に最適化されることで、設定の複雑さから開放された操作性の良い電子内視鏡が提供できる。

【0353】図75ないし図78は本発明の第23の実施形態に係り、図75は電子内視鏡装置の概略構成図、図76は回転フィルタのフィルタ配置を示す構成図、図77は回転フィルタの速度検出に関する構成図、図78はCCDの読み出し及びメモリの制御に関する説明図で

ある。

【0354】図75に示す本実施形態の電子内視鏡装置は、ライトガイド369及びCCD370を有している電子内視鏡371と、前記ライトガイド369を介して被写体に面順次照明光を照射する光源部372と、CCD370を駆動すると共に、得た撮像信号を処理して映像信号を出力する信号処理部373とを有している。

【0355】前記光源部372には、ランプ374と、ランプ374が発した光を時系列の色照明光に分離する回転フィルタ375と、この回転フィルタ375を回転させるモータ376と、回転フィルタ375の回転速度を検出する回転フィルタ回転速度判別回路377とを有している。

【0356】前記CCD370は信号処理部373のCCD駆動回路378により駆動され、被写体像を撮像信号に変換する。CCD370の出力は、信号処理部373のA/D変換器379でA/D変換された後、メモリ380により同時化され、D/A変換器381でD/A変換され、映像信号となって出力される。

【0357】前記回転フィルタ回転速度判別回路377の判別信号は、前記メモリ380の書き込み/読み出しを制御するメモリ制御回路382と、前記CCD駆動回路378に供給される。

【0358】回転フィルタ375を通して各色に分光された光は、ライトガイド369を通して被写体に照射され、CCD370によりその反射光が撮像される。

【0359】図76(a)ないし(c)には、回転フィルタ375の構成例が示してある。例えば、図76

(a)に示すR、G、Bが順番に配置されたフィルタの場合は、図78(a)に示すようなタイミングでCCD370から撮像信号を読み出すように、CCD駆動回路378によりCCD370を駆動する。CCD370から読み出された撮像信号は、A/D変換されてメモリ380により時系列のR、G、Bデータが同時化され、このR、G、BデータをD/A変換することにより、映像出力を得て出力している。

【0360】同様に、図76(b)に示すR、R、G、G、B、Bと配列されたフィルタの場合は図78(b)に示すタイミングでCCD370を駆動して読み出し、メモリ380により同時化する。また、図76(c)に示すR、G、Bの間に遮蔽部が配置されたフィルタの場合は、図78(c)に示すタイミングで、CCD370を駆動して読み出し、メモリ380により同時化する。尚、図76(b)の回転フィルタの場合は、図78

(d)に示すタイミングでも良い。

【0361】ここで、通常、20Hzの回転周期で撮像しているとす。画面が暗くなり通常に撮像できなくなった場合に、回転周期を10Hz、5Hzと、遅くして撮像したり、逆に明るすぎて映像が飽和してしまう場合は30Hz、40HzとCCD370からの読み出しが

まにあう速度まで、回転周期を上げて撮像する。

【0362】ここで、回転フィルタ375の回転速度を判別する一例として、図77(a)、(b)に示すような回転フィルタの外周あるいは内周に回転速度検出用マーク383を複数施し、このマーク383を回転フィルタ回転速度判別回路377が読み取り、これによりCCD駆動回路378及びメモリ制御回路382を制御する。

【0363】前記回転フィルタ回転速度判別回路377の読み取りは、具体的には、前記マーク383とそれを施していない部分の反射光量の違いで検出できる。

【0364】このように、本実施形態では、回転フィルタの回転速度が異なる場合でも、回転速度を検出して、CCD駆動及びメモリの書き込み/読み出しを制御するようにしたので、回転フィルタの回転速度が異なる場合でも、正常な画像を得ることができる。

【0365】図79ないし図82は本発明の第24の実施形態に係り、図79は電子内視鏡装置の概略構成図、図80は回転フィルタのフィルタ開口を示す構成図、図81は回転フィルタの開口率検出に関する構成図、図82はCCDの読み出し及びメモリの制御に関する説明図である。

【0366】本実施形態の電子内視鏡装置は、光源の回転フィルタの開口率を判別し、この判別結果に応じて、CCDの駆動とメモリの制御を変更する構成になっている。その他、第23の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略すると共に、異なる点についてのみ説明する。

【0367】本実施形態の光源部372には、第23の実施形態の回転フィルタ速度判別回路377に代えて、回転フィルタ開口判別回路385を有している。

【0368】前記回転フィルタ375を通して各色に分光された光は、前記ライトガイド369を通して被写体に照射され、前記CCD370によりその反射光が撮像される。

【0369】例えば、図80(a)に示すR、G、Bの間に遮蔽部が配置されたフィルタの場合は、図82

(c)に示すタイミングで、CCD370から撮像信号を読み出すように、CCD駆動回路378によりCCD370を駆動する。CCD370から読み出された撮像信号は、A/D変換されてメモリ380により時系列のR、G、Bデータが同時化され、このR、G、BデータをD/A変換することにより、映像出力を得て出力している。

【0370】同様に、図80(b)に示すR、R、G、G、B、Bと配列されたフィルタの場合は、図82

(b)に示すタイミングでCCD370を駆動して読み出し、メモリ380により同時化する。尚、図80

(a)の回転フィルタの場合は、図82(c)に示すタイミングでも良い。

【0371】回転フィルタの開口率を判別する構成の一例としては、図81(a), (b)に示すように、回転フィルタ375の外周または内周にバーコードを施し、このバーコードを回転フィルタ開口判別回路385により、読み取って判別する。これによって、CCDの駆動及びメモリの書き込み/読み出しが適正に制御をされる。

【0372】このように回転フィルタの開口率を判別して、CCDの駆動及びメモリの制御を自動的に制御するようにしたので、回転フィルタの開口率が異なるフィルタを用いても、混色なく適正な映像を得ることができる。

【0373】尚、バーコードを印して判別する例を示したが、図82(b)のように駆動し、CCD出力から遮光部が有るかないかを検出して判別しても良い。

【0374】図83は本発明の第25の実施形態に係る電子内視鏡装置の概略構成図である。

【0375】図83に示す本実施形態の電子内視鏡装置は、ライトガイド401及び図示しない色モザイクフィルタを撮像面に配置したCCD402を有している電子内視鏡403と、前記ライトガイド401を介して被写体に白色照明光を照射するランプ404を有する光源部405と、CCD402を駆動すると共に、得た撮像信号を処理して映像信号を出力する信号処理部406とを有している。

【0376】前記電子内視鏡装置は、接続された光源が光量調節手段を持っているか否かをCCDの出力より検出し、検出の結果が光量調節手段の無い光源とした場合は、CCDシャッタにより調光するようCCDの駆動モードを変更するように構成されている。

【0377】調光機能を持たない光源部405からの光は、ライトガイド401で導かれて被写体に照射され、その反射光はCCD402で受光されて撮像される。CCD402の出力信号は、CCD駆動回路407によって駆動され、映像信号処理回路408により処理されて映像信号として出力される。

【0378】一方、調光用検波回路409では、CCD出力から入力信号レベルを検波し、調光制御回路410に供給する。これを受けて調光制御回路410では、光源部405を制御すべく調光制御信号を光源部405に送り出す。しかし、光源部405は調光機能を持たないため、光源からの光量は制御されず、このためCCD出力にも調光制御に応じた信号レベルの変化があらわれない。これにより、調光制御回路410では、光源が調光機能を持っていないと判断し、シャッタコントロール回路411に駆動モードの切り換えを指示する。CCD駆動回路407ではCCD402のシャッタ時間を制御し、CCD402の露光量を調節することにより、適正な調光にして、正常な映像を得る。

【0379】本実施形態では、光源に調光制御信号を与

え、CCD出力により光量に変化するか否かを判断し、光源に調光機能がないと判断した場合は、CCDシャッタにより露光量を制御するようにした。従って、本実施形態では、調光機能を持たない光源を接続した場合でも、正常な映像をえることができる。

【0380】図84は本発明の第26の実施形態に係る電子内視鏡装置の概略構成図である。

【0381】図84に示す本実施形態の電子内視鏡装置は、第25の実施形態の光源部405に光量調節手段としての絞り412を加えた光源部413を有している。また、前記絞り412は、信号処理部406の調光制御回路414により絞り量が、制御されるようになっている。また、本実施形態の電子内視鏡装置は、トランスイルミネーションになったことを調光制御回路414で検出すると共に、これに応じてシャッタコントロール回路415を介してCCDシャッタによる調光に切り換える構成になっている。その他、第25の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0382】光源部413からの光は、ライトガイド401で導かれて被写体に照射され、その反射光はCCD402で受光されて撮像される。CCD402はCCD駆動回路407によって駆動され、被写体像を撮像する。

【0383】一方、調光用検波回路409では、CCD出力から信号レベルを検波し、調光制御回路414に供給する。これを受けて調光制御回路414では、光源の絞り412を制御すべく、制御信号を光源の絞り412に供給する。しかし、トランスイルミネーション時、光源部413では強制的に絞り412が開放されているため、調光制御することができない。そこで、光源部413からのトランスイルミネーション信号を受けて調光制御回路413では、シャッタコントロール回路415に切り換えを指示し、CCD402は、シャッタ時間により露光量が制御される。このようにトランスイルミネーション時、CCDシャッタにより露光量を制御するようにしたので、正常な映像を得ることができる。

【0384】尚、本実施形態では、トランスイルミネーション信号により調光制御を切り換えたが、調光制御回路414で反応が有るか無いかを判別することにより、トランスイルミネーション信号によらず、切り換えを可能としても良い。

【0385】本実施形態では、トランスイルミネーションを検出し、CCDシャッタによる調光に切り換えたので、映像が飽和することなく、正常な映像を得ることができる。図85ないし図88は本発明の第27の実施形態に係り、図85は電子内視鏡装置の概略構成図、図86は回転フィルタの色配列を示す構成図、図87は回転フィルタの色配列の検出に関する構成図、図88はCCDの読み出し及びメモリの制御に関する説明図である。

【0386】図85に示す本実施形態の電子内視鏡装置は、回転フィルタの色の配列を判別し、この判別結果に応じてCCDの駆動とメモリの制御を変更する構成になっている。その他、第23の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略すると共に、異なる点についてのみ説明する。

【0387】本実施形態の光源部421には、第23の実施形態の回転フィルタ速度判別回路377に代えて、回転フィルタ色配列判別回路422を有している。

【0388】前記回転フィルタ375を通して各色に分光された光は、前記ライトガイド369を通して被写体に照射され、前記CCD370によりその反射光が撮像される。

【0389】図86(a)ないし(c)には、回転フィルタ375の構成例が示してある。例えば、図86

(a)に示すR、G、B、R、G、Bと順番に配置されたフィルタの場合は、図88(a)に示すように、R、G、B、R、G、Bの順にCCD370から撮像信号を読み出すように、CCD駆動回路378によりCCD370を駆動する。CCD370から読み出された撮像信号は、A/D変換されてメモリ380により時系列のR、G、Bデータが同時化され、このR、G、BデータをD/A変換することにより、映像出力を得て出力している。

【0390】同様に、図86(b)に示すR、R、G、G、B、Bと配列されたフィルタの場合は図88(b)に示すR、R、G、G、B、B、…の順でCCD370を駆動して読み出し、メモリ380により同時化する。また、図86(c)に示すR、G、Bの間に遮蔽部が配置されたフィルタの場合は、図88(c)に示す遮蔽部が配置されている分間欠的にR、G、Bの順で、CCD370を駆動して読み出し、メモリ380により同時化する。尚、図86(b)に示す回転フィルタの場合は、図88(d)に示すタイミングでも良い。

【0391】回転フィルタ375の色配列を判別する構成の一例としては、図84(a)、(b)に示すように、回転フィルタ375の外周または内周にバーコードを施し、このバーコードを回転フィルタ色配列判別回路422により読み取って判別する。これによって、CCDの駆動及びメモリの書き込み/読み出しが適正に制御をされる。

【0392】このように本実施形態では、回転フィルタの色配列を判別して、CCDの駆動及びメモリの制御を自動的に制御するようにしたので、回転フィルタの色配列が異なるフィルタを用いても、混色なく適正な映像を得ることができる。

【0393】図89ないし図92は本発明の第28の実施形態に係り、図89は回転フィルタの無い電子内視鏡装置の概略構成図、図90は回転フィルタを有する電子内視鏡装置の概略構成図、図91は回転フィルタの構成

図、図92はCCDの読み出し及びメモリの制御に関する説明図である。

【0394】本実施形態の電子内視鏡装置は、光源の回転フィルタの色配列を判別し、この判別結果に応じて、CCDの駆動とメモリの制御を変更する構成になっている。その他、第23の実施形態と同様の構成及び作用については、同じ符号を付して説明を省略すると共に、異なる点についてのみ説明する。

【0395】図89及び図90に示す本実施形態の電子内視鏡装置は、白色光照明式の光源部と面順次光照明式の光源部とを交換可能に構成された装置である。

【0396】前記電子内視鏡装置は、光源が面順次光照明用光源か白色光照明用光源かを判別し、この判別結果に応じて、CCDの駆動等を最適に変更する構成になっている。

【0397】図90に示す本実施形態の電子内視鏡装置は、ライトガイド431及びCCD432を有している電子内視鏡433と、前記ライトガイド431を介して被写体に面順次照明光を照射する光源部434と、CCD431を駆動すると共に、得た撮像信号を処理して映像信号を出力する信号処理部435とを有している。

【0398】図90に示す光源部434には、ランプ436と、ランプ436が発した光を時系列の色照明光に分離する回転フィルタ437と、この回転フィルタ437を回転させるモータ438と、回転フィルタ437の有/無を検出する回転フィルタ回転有/無判別回路439とを有している。

【0399】回転フィルタ432を通して各色に分光された光は、ライトガイド431を通して被写体に照射され、その反射光はCCD432で受光されて撮像される。

【0400】前記CCD432は、信号処理部435のCCD駆動回路440により駆動され、被写体像を電気信号に変換する。CCD432の出力は、信号処理部435のA/D変換器441でA/D変換された後、メモリ442により同時化され、D/A変換器443でD/A変換され、映像信号となって出力される。

【0401】前記回転フィルタ回転有/無判別回路439の判別信号は、前記メモリ442の書き込み/読み出しを制御するメモリ制御回路444と、前記CCD駆動回路440に供給される。

【0402】一方、図89に示す電子内視鏡装置は、ライトガイド431及び図示しない色モザイクフィルタを撮像面に配置したCCD452を有している電子内視鏡453と、前記ライトガイド431を介して被写体に白色照明光を照射するランプ436を有すると共に、前記回転フィルタ有/無判別回路439を設けた光源部455と、CCD452を駆動すると共に、得た撮像信号を処理して映像信号を出力する信号処理部456とを有している。

【0403】前記光源部455からの白色照明光は、ライトガイド431で導かれて被写体に照射され、その反射光はCCD452で受光されて撮像される。CCD452は、信号処理部456のCCD駆動回路440により駆動され、被写体像を撮像信号に変換する。CCD452の出力は、信号処理部456のA/D変換器441でA/D変換された後、信号処理回路457により同時化され、D/A変換器443でD/A変換され、映像信号となって出力される。

【0404】前記回転フィルタ回転有/無判別回路439の判別信号は、前記CCD駆動回路440に供給される。

【0405】図89に示すように光源部が白色光照射方式の場合は、ランプ436の光をそのままライトガイド431を通して照明し、反射光を撮像する。ブレを少なく撮像したい場合は、図92(a)のようにCCD452は半分の周期でフレーム信号を得るように駆動される。また、ダイナミックレンジをかせぎたい場合は、図92(b)のような同じフィールドを2回読み出して加算する。あるいは、S/Nを良く操作したい場合は、図92(c)のように、通常通り駆動して、電気信号が読み出される。

【0406】前記電気信号は、A/D変換器441によりデジタル信号に変換された後、信号処理を受けてD/A変換されて、映像出力として出力される。

【0407】図90に示すように光源部が面順次光照射方式の場合、ランプ436の光は、図91に示すR、G、B各フィルタの間に遮蔽部が配置された回転フィルタ437により分光され、ライトガイド431を通り被写体に照射され、その反射光をCCD432で撮像する。

【0408】ここで、前記CCD432がフレームトランスファ(転送)の場合は、図92(d)のように駆動し、CCD432がインターライン転送の場合は図92(e)のように駆動し、電気信号をCCD432から読み出す。前記電気信号は、A/D変換器441でデジタル信号に変換された後、メモリ442により同時化されD/A変換されて、映像出力として出力される。CCD439の駆動方式の変更は、光源部に設けた回転フィルタ有無判別回路439により制御され、フィルタ有の場合は面順次照射方式として図92(d)、(e)のように駆動し、フィルタ無しの場合は白色光照射方式として、図92(a)、(b)、(c)のように駆動するように切り換えられる。

【0409】このように光源が面順次式か白色光式かであることを判別して、CCDの駆動を制御するようにしたので、光源が面順次式、白色光式いずれの場合でも、最適な駆動方式を選択することができる。

【0410】尚、回転フィルタの有無判別回路を光源部に設けて面順次式と白色光式を判別するようにしたが、

白色光式で、まず図92(a)に示すように駆動して撮像し、読み出された電気信号が、奇数フィールドと偶数フィールドで回転フィルタにより変動されることを検出して、回転フィルタの有無を検出する構成にしてもよい。この構成によっても、面順次式と、白色光式の判別ができる。あるいは、図92(b)に示すCCD駆動により、同じフィールド同士で比較しても良い。

【0411】前記各実施形態において、撮像手段は内視鏡に設けたものに限らず、光学式ファイバー内視鏡の接眼部に接続される外付けTVカメラでも良い。

【0412】

【発明の効果】以上説明したように本発明の電子内視鏡装置は、照明光発生手段に関する情報に対応して、固体撮像素子の駆動を最適に制御することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】電子内視鏡装置の全体的な構成図。

【図2】装置の光源及び信号処理に関するブロック図。

【図3】図3ないし図6は第1の実施形態に係り、図3は電子内視鏡装置の全体的な構成図。

【図4】光源判別信号の伝送に関する構成例を示すブロック図。

【図5】図4に示す構成の動作に係る波形図。

【図6】映像信号処理回路の構成例を示すブロック図。

【図7】図7ないし図9は第2の実施形態に係り、図7は電子内視鏡装置の全体的な構成図。

【図8】ホワイトバランス回路のブロック図。

【図9】図8とは別のホワイトバランス回路のブロック図。

【図10】図10は第3の実施形態に係る電子内視装置の全体的な構成図。

【図11】図11及び図12は第4の実施形態に係り、図11は電子内視鏡装置の全体的な構成図。

【図12】映像信号処理回路の構成例を示すブロック図。

【図13】図13ないし図17は第5の実施形態に係り、図13は電子内視鏡装置の全体的な構成図。

【図14】回転フィルタの構成図。

【図15】映像信号処理回路の構成例を示すブロック図。

【図16】色度変換の説明図。

【図17】マトリクス係数の変更・設定に関するフローチャート。

【図18】図18ないし図22は第6の実施形態に係り、図18は電子内視鏡装置の全体的な構成図。

【図19】映像信号処理回路の構成例を示すブロック図。

【図20】色度変換の説明図。

【図21】通常灯と非常灯の特性図。

【図22】マトリクス係数の変更・設定に関するフローチャート。

【図 2 3】図 2 3 ないし図 2 6 は第 7 の実施形態に係り、図 2 3 は電子内視鏡装置の全体的な構成図。

【図 2 4】映像信号処理回路の構成例を示すブロック図。

【図 2 5】映像信号処理回路の他の構成例を示すブロック図。

【図 2 6】映像信号処理回路の別の構成例を示すブロック図。

【図 2 7】図 2 7 及び図 2 8 は第 8 の実施形態に係り、図 2 7 は電子内視鏡装置の全体的な構成図。

【図 2 8】映像信号処理回路の構成例を示すブロック図。

【図 2 9】図 2 9 ないし図 3 4 は第 9 の実施形態に係り、図 2 9 は電子内視鏡装置の全体的な構成図。

【図 3 0】面順次撮像方式に対応した第 1 の検波回路の回路図。

【図 3 1】同時方式に対応した第 2 の検波回路の回路図。

【図 3 2】複数の照明モードに対応できる検波回路の回路図。

【図 3 3】第 1 の信号処理回路のブロック図。

【図 3 4】第 2 の信号処理回路のブロック図。

【図 3 5】図 3 5 は第 1 0 の実施形態に係る電子内視鏡装置の全体的な構成図。

【図 3 6】図 3 6 ないし図 3 8 は第 1 1 の実施形態に係り、図 3 6 は電子内視鏡装置の概略構成を示すブロック図。

【図 3 7】AGC 利得と輪郭強調レベルの設定関係を示す図表。

【図 3 8】輪郭強調レベルの切り替えに関する説明図。

【図 3 9】図 3 9 ないし図 4 1 は第 1 2 の実施形態に係り、図 3 9 は電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図 4 0】色調調整レベルの切り替えに関する説明図。

【図 4 1】色調調整の設定と指示値の関係を示す図表。

【図 4 2】図 4 2 ないし図 4 5 は第 1 3 の実施形態に係り、図 4 2 は電子内視鏡装置の概略構成を示すブロック図。

【図 4 3】映像信号処理回路のブロック図。

【図 4 4】同時式信号処理回路のブロック図。

【図 4 5】面順次式信号処理回路のブロック図。

【図 4 6】図 4 6 ないし図 4 8 は第 1 4 の実施形態に係り、図 4 6 は電子内視鏡装置の信号処理部の構成を示すブロック図。

【図 4 7】光源部の構成図。

【図 4 8】ホワイトバランス調整に関するフローチャート。

【図 4 9】図 4 9 は第 1 5 の実施形態に係るホワイトバランス調整に関するフローチャート。

【図 5 0】図 5 0 ないし図 5 3 は第 1 6 の実施形態に係り、図 5 0 は単板カラー撮像時のホワイトバランス検波

回路のブロック図。

【図 5 1】図 5 1 は面順次撮像時のホワイトバランス検波回路のブロック図。

【図 5 2】図 5 2 は図 5 0 に示す回路のタイミングチャート。

【図 5 3】図 5 3 は図 5 1 に示す回路のタイミングチャート。

【図 5 4】図 5 4 ないし図 5 8 は第 1 7 の実施形態に係り、図 5 4 は光源部における光学系の構成図。

10 【図 5 5】絞羽根の形状及び光軸との位置関係を示す説明図。

【図 5 6】絞りの開口と CCD 出力における各色との相関図。

【図 5 7】タイマ割り込みのフローチャート。

【図 5 8】ホワイトバランスの補正値を求めるためのフローチャート。

【図 5 9】図 5 9 ないし図 6 3 は第 1 8 の実施形態に係り、図 5 9 は光源部のブロック図。

20 【図 6 0】特殊光モードでのホワイトバランス設定のフローチャート。

【図 6 1】光源部の光学系の構成を示すブロック図。

【図 6 2】単波長照明の構成を示す斜視図。

【図 6 3】3 波長照明の構成を示す斜視図。

【図 6 4】図 6 4 ないし図 6 9 は第 1 9 の実施形態に係り、図 6 4 は電子内視鏡の概略構成図。

【図 6 5】モニタ画面の説明図。

【図 6 6】図 6 5 に示す画面の A 走査線の映像信号の波形図。

【図 6 7】AGC 検波の説明図。

30 【図 6 8】GCA 制御部の一構成を示す回路図。

【図 6 9】GCA 制御部の他の構成を示す回路図。

【図 7 0】図 7 0 及び図 7 1 は第 2 0 の実施形態に係り、図 7 0 は電子内視鏡の概略構成図。

【図 7 1】図 7 0 に示す装置の動作を示すタイミングチャート。

【図 7 2】図 7 2 は第 2 1 の実施形態に係る電子内視鏡装置の概略構成図。

【図 7 3】図 7 3 及び図 7 4 は第 2 2 の実施形態に係り、図 7 3 は電子内視鏡装置の概略的な構成図。

40 【図 7 4】GCA 制御部の構成例を示すブロック図。

【図 7 5】図 7 5 ないし図 7 8 は第 2 3 の実施形態に係り、図 7 5 は電子内視鏡装置の概略構成図。

【図 7 6】回転フィルタのフィルタ配置を示す構成図。

【図 7 7】回転フィルタの速度検出に関する構成図。

【図 7 8】CCD の読み出し及びメモリの制御に関する説明図。

【図 7 9】図 7 9 ないし図 8 2 は第 2 4 の実施形態に係り、図 7 9 は電子内視鏡装置の概略構成図。

【図 8 0】回転フィルタのフィルタ開口を示す構成図。

50 【図 8 1】回転フィルタの開口率検出に関する構成図。

【図 8 2】CCD の読み出し及びメモリの制御に関する説明図。

【図 8 3】図 8 3 は第 2 5 の実施形態に係る電子内視鏡装置の概略構成図。

【図 8 4】図 8 4 は第 2 6 の実施形態に係る電子内視鏡装置の概略構成図。

【図 8 5】図 8 5 ないし図 8 8 は第 2 7 の実施形態に係り、図 8 5 は電子内視鏡装置の概略構成図。

【図 8 6】回転フィルタの色配列を示す構成図。

【図 8 7】回転フィルタの色配列の検出に関する構成図。

【図 8 8】CCD の読み出し及びメモリの制御に関する説明図。

【図 8 9】図 8 9 ないし図 9 2 は第 2 8 の実施形態に係り、図 8 9 は回転フィルタの無い電子内視鏡装置の概略構成図。

【図 9 0】回転フィルタを有する電子内視鏡装置の概略 *

* 構成図。

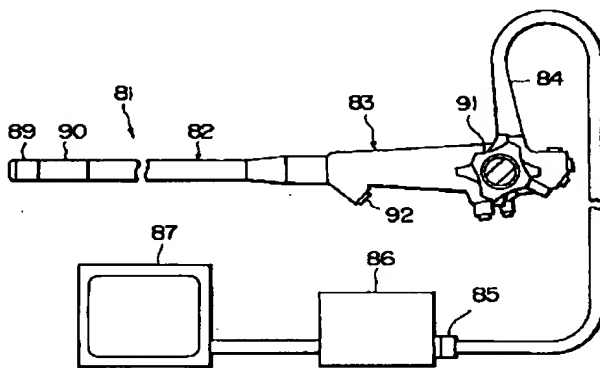
【図 9 1】回転フィルタの構成図。

【図 9 2】CCD の読み出し及びメモリの制御に関する説明図。

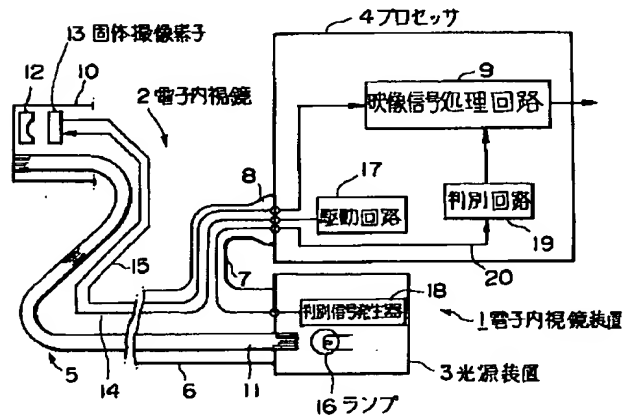
【符号の説明】

- 1 … 電子内視鏡装置
- 2 … 電子内視鏡
- 3 … 光源装置
- 4 … プロセッサ
- 9 … 映像信号処理回路
- 13 … 固体撮像素子
- 18 … 判別信号発生器
- 19 … 判別回路
- 26 … 前処理回路
- 27 … ホワイトバランス回路
- 28 … マトリクス回路

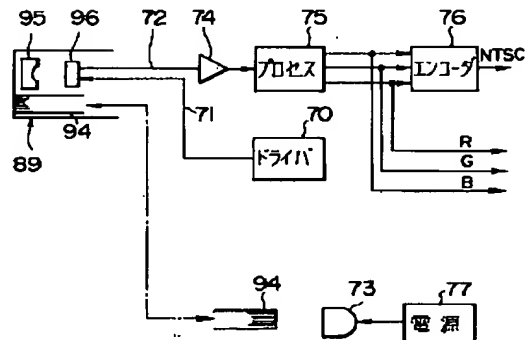
【図 1】



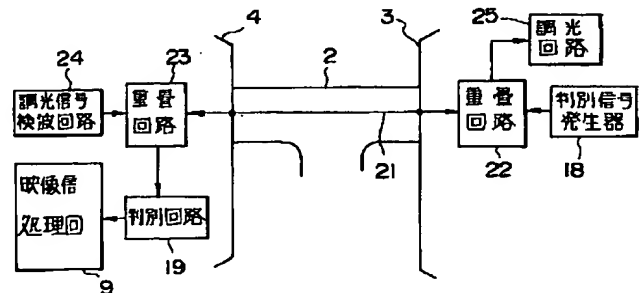
【図 3】



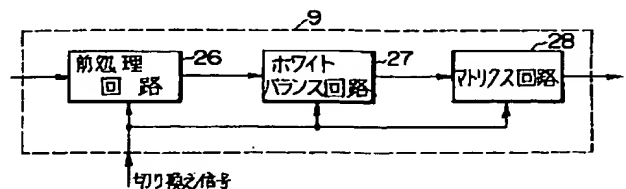
【図 2】



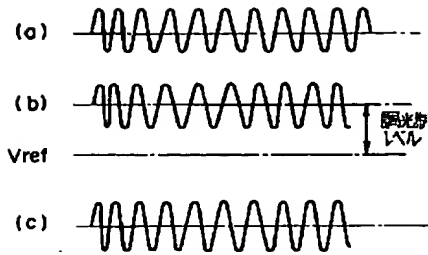
【図 4】



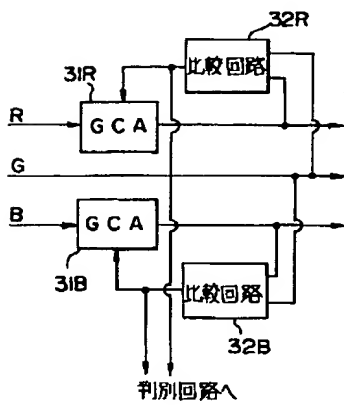
【図 6】



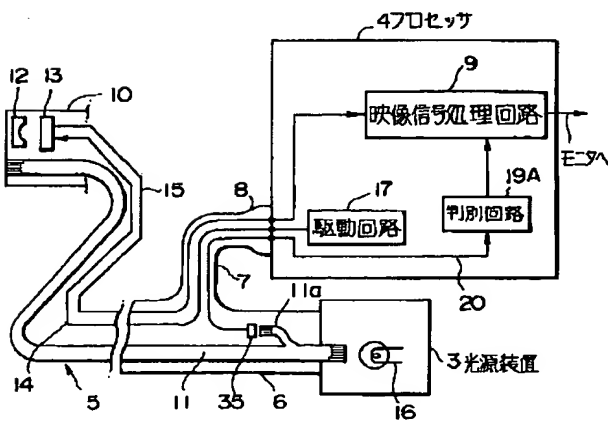
【図5】



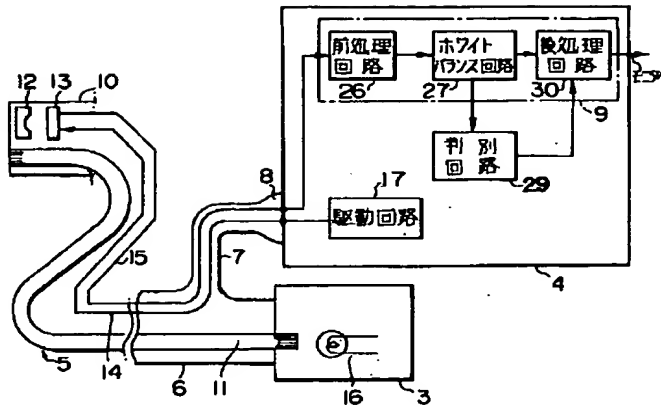
【図8】



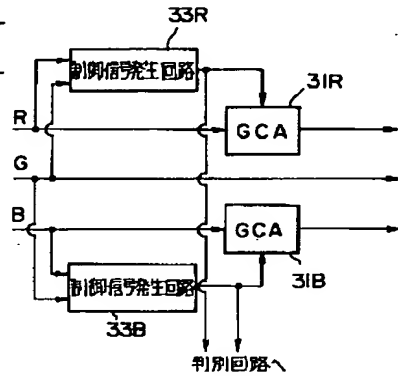
【図10】



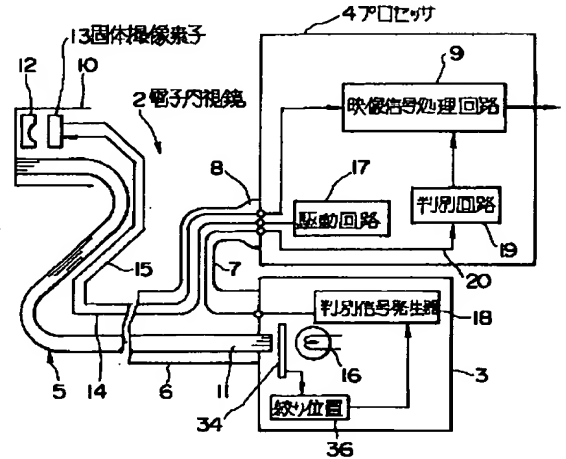
【図7】



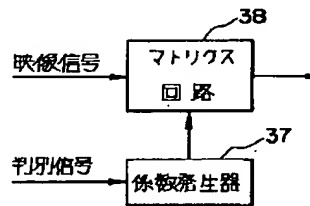
【図9】



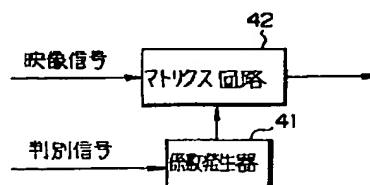
【図11】



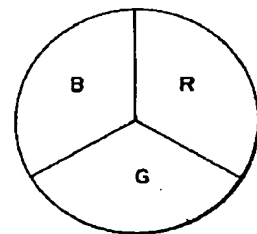
【図12】



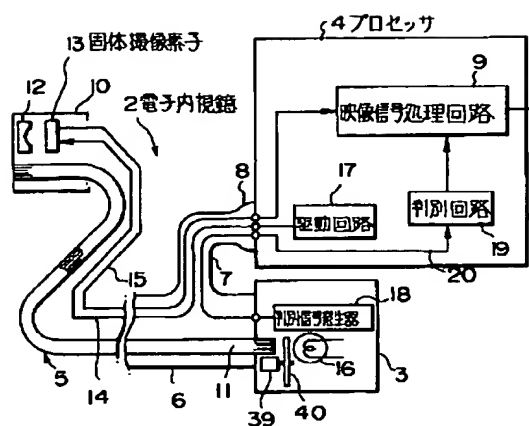
【図15】



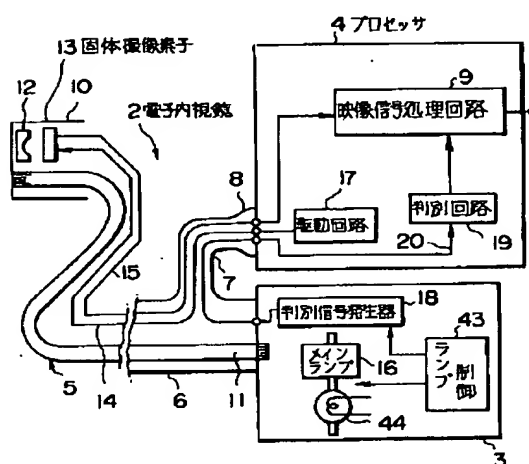
【図14】



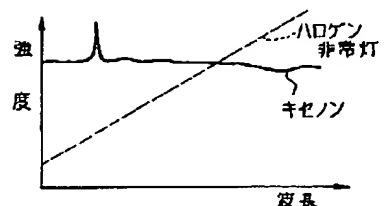
【図13】



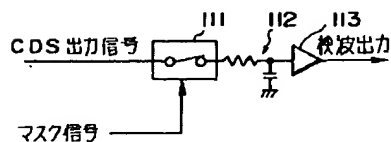
【図18】



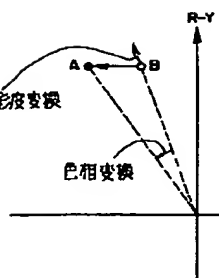
【図21】



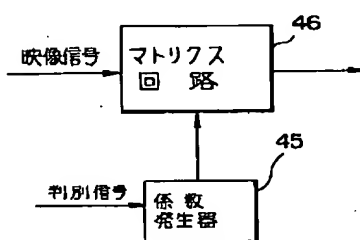
【図31】



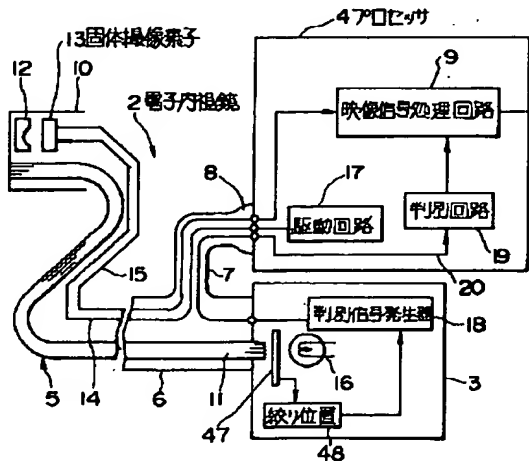
【図16】



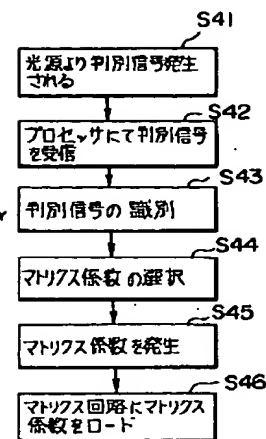
【図19】



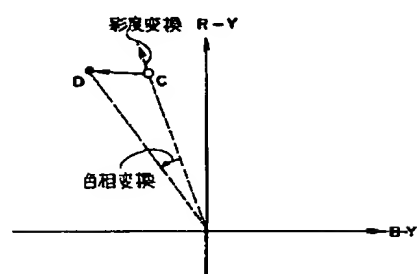
【図23】



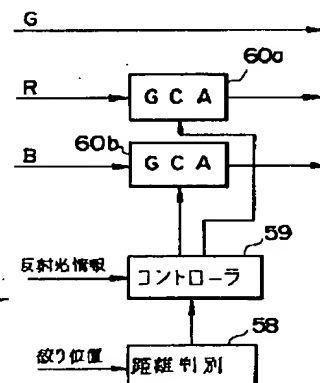
【図17】



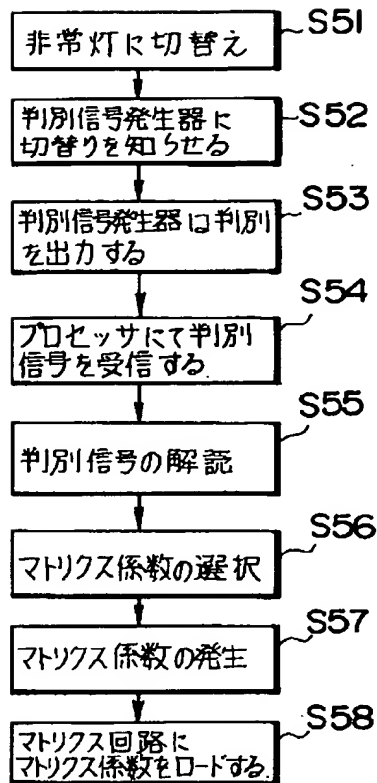
【図20】



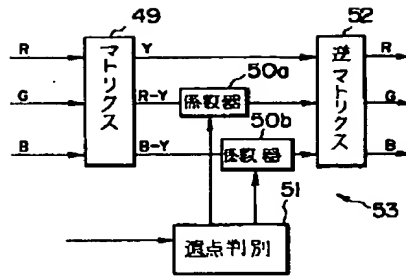
【図28】



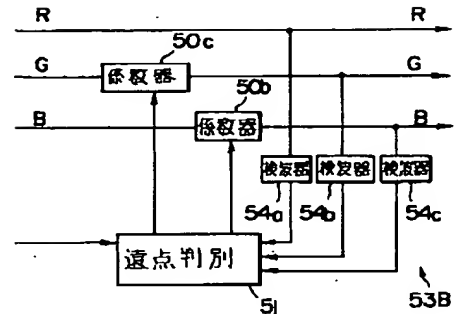
【図22】



【図24】



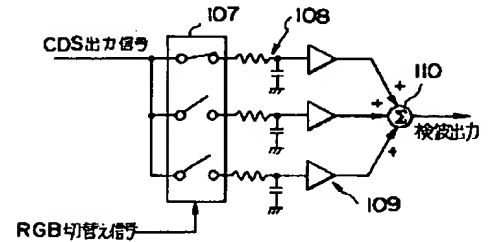
【図26】



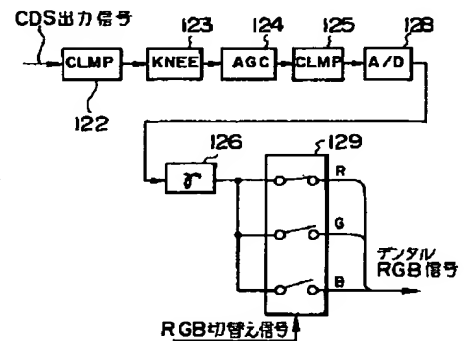
【図37】

輪郭強調レベル	状態	通常時	光量低下時
	"L"	3 dB	0 dB
	"M"	6 dB	3 dB
	"H"	9 dB	6 dB
AGC最大利得		9 dB	18 dB

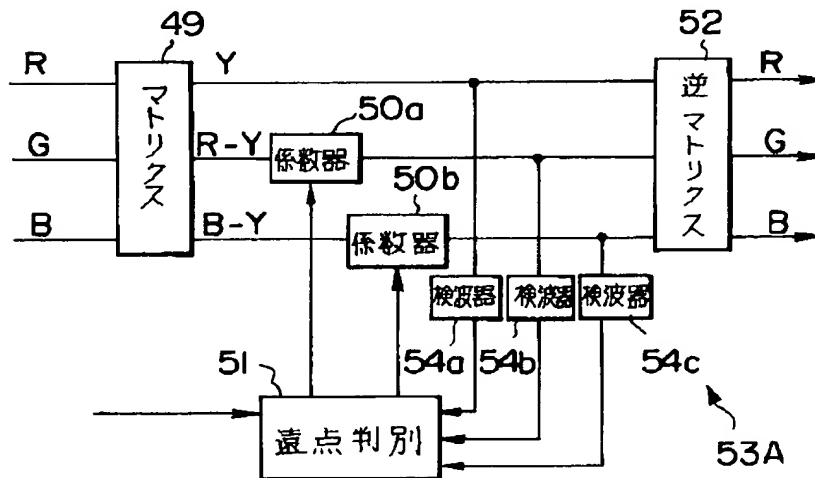
【図30】



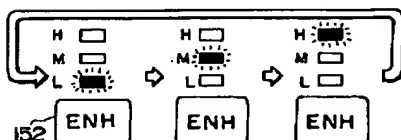
【図33】



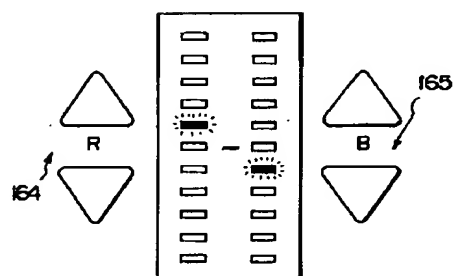
【図25】



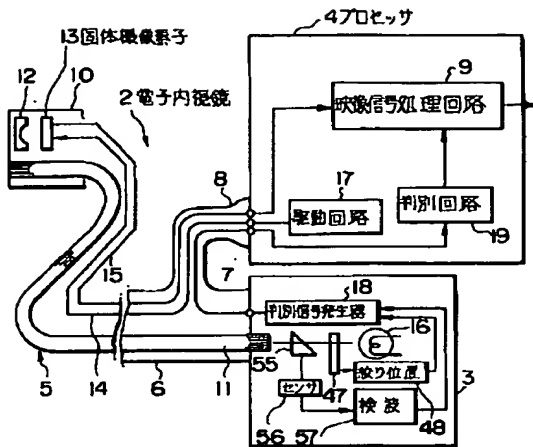
【図38】



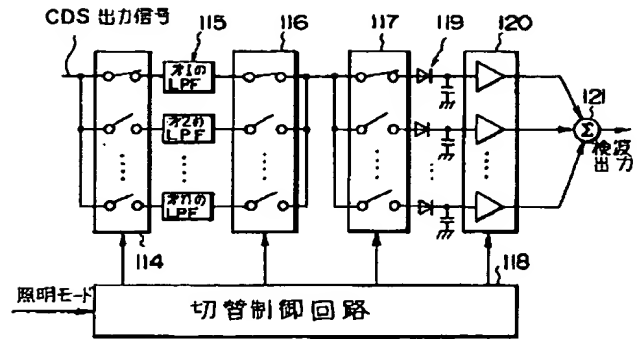
【図40】



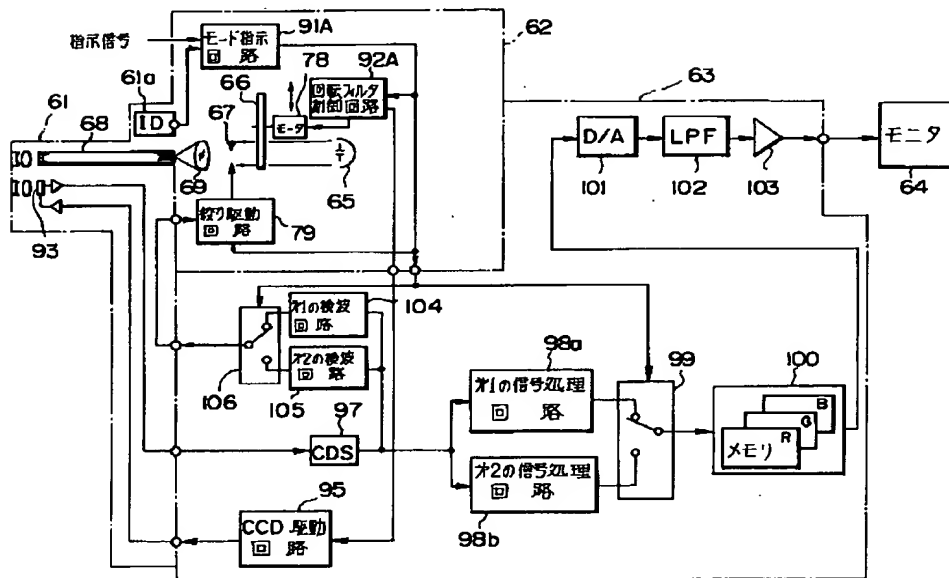
【图 27】



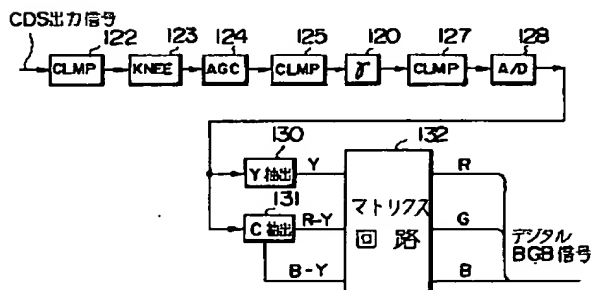
【図 3 2】



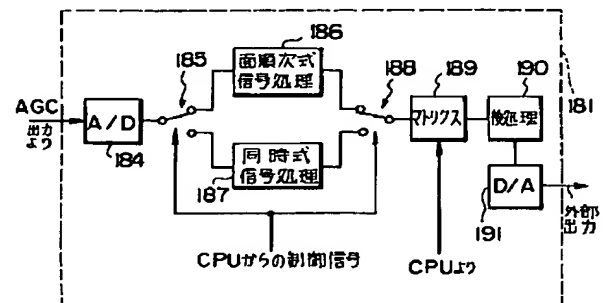
【图 29】



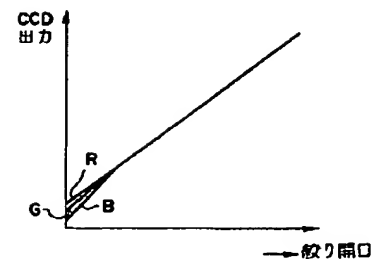
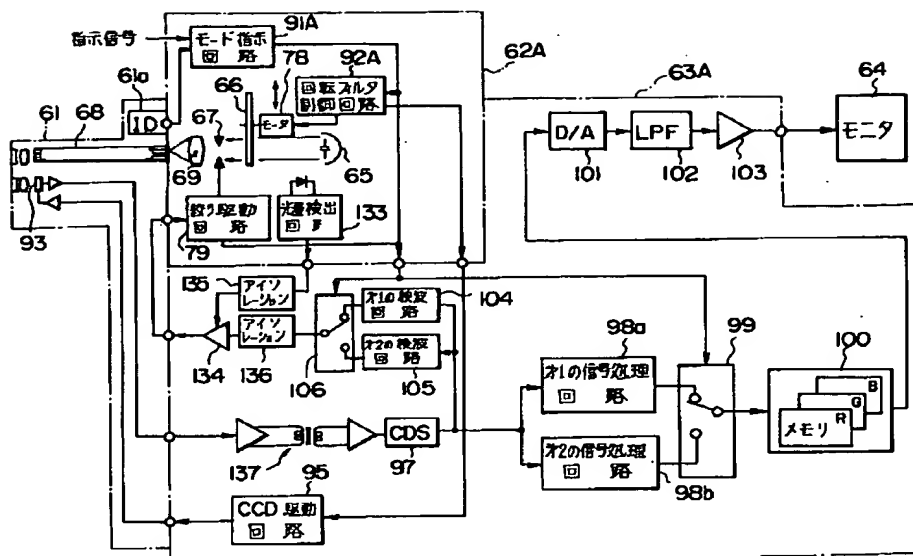
【図 3 4】



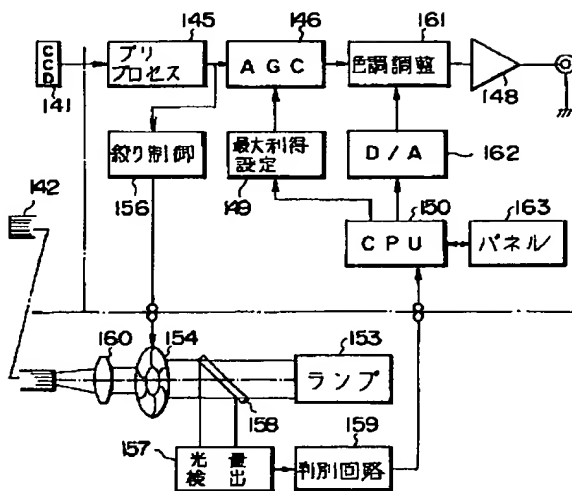
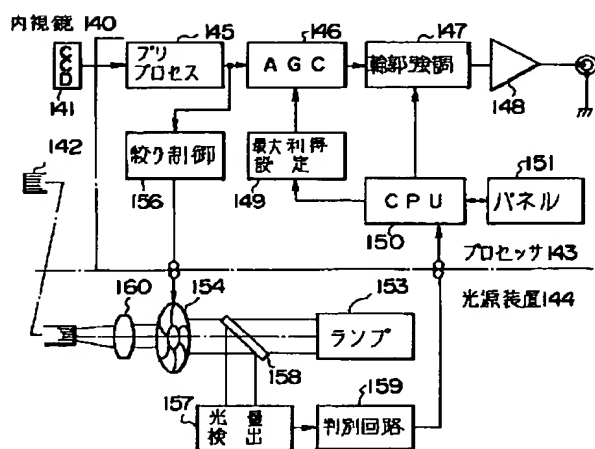
【図 4 3】



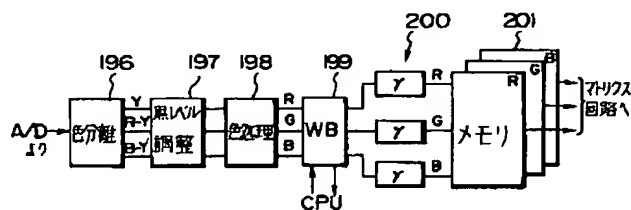
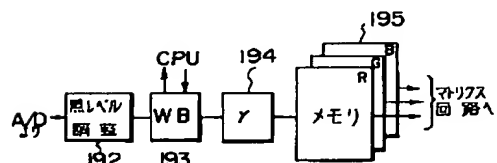
【图 5 6】



【图 3 9】



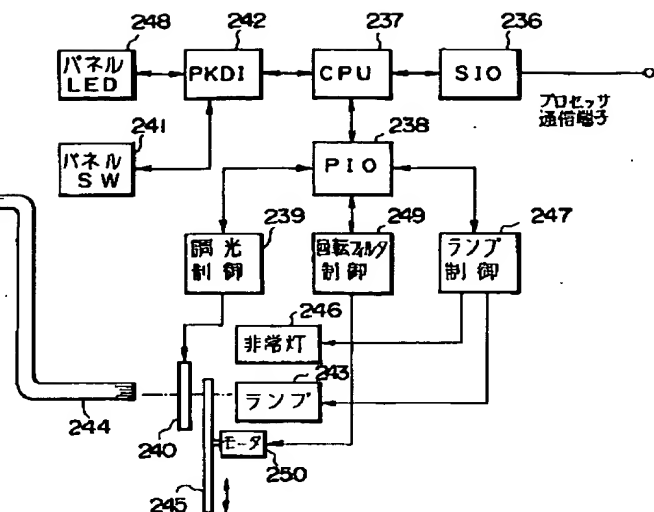
【图 4 5】



【図 4 1】

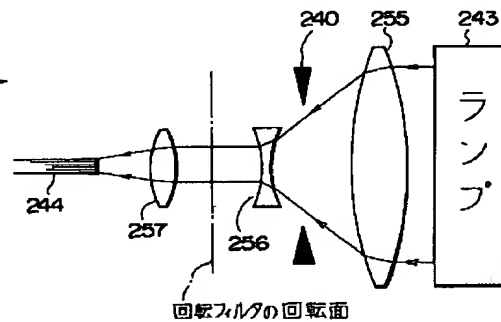
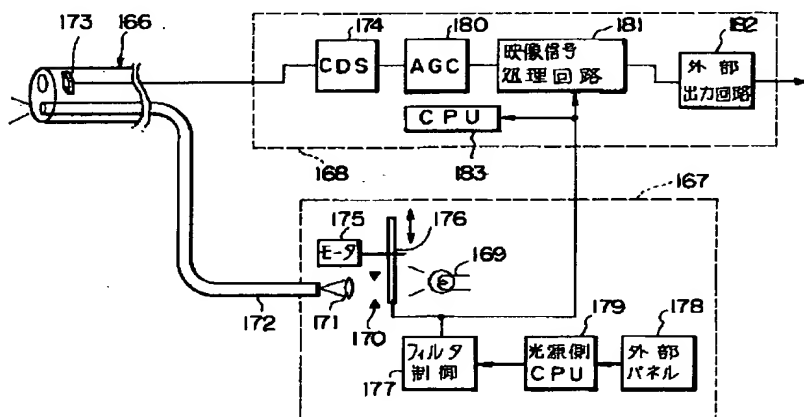
【图 4 7】

(a)			(b)		
パネル 設定	色信号Rの 指示値	色信号Bの 指示値	パネル 設定	色信号Rの 指示値	色信号Bの 指示値
+5	28	28	+5	22	32
+4	26	26	+4	20	30
+3	24	24	+3	18	28
+2	22	22	+2	16	26
+1	20	20	+1	14	24
0	18	18	0	12	22
-1	16	16	-1	10	20
-2	14	14	-2	8	18
-3	12	12	-3	6	16
-4	10	10	-4	4	14
-5	8	8	-5	2	12



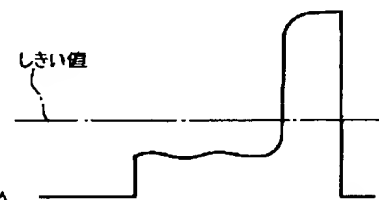
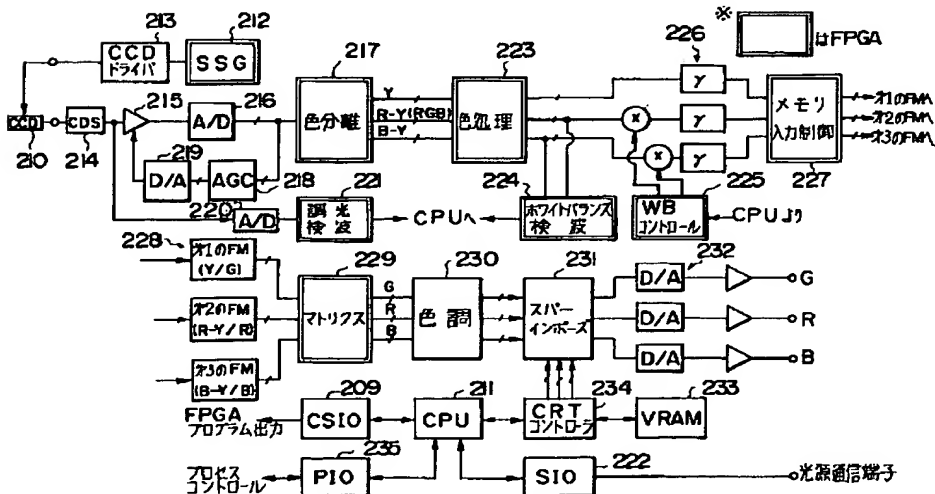
【图 4 2】

【図 5 4】

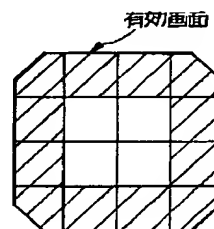


【図 6 6】

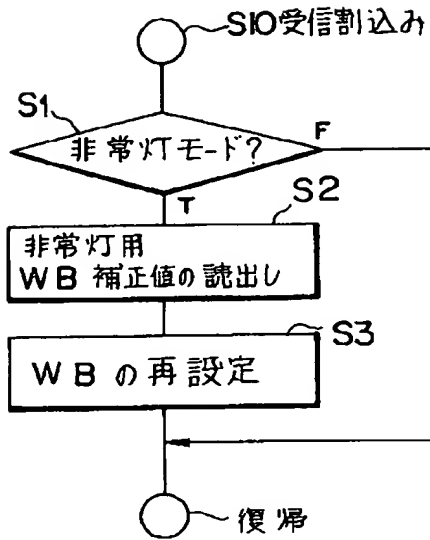
【图 4 6】



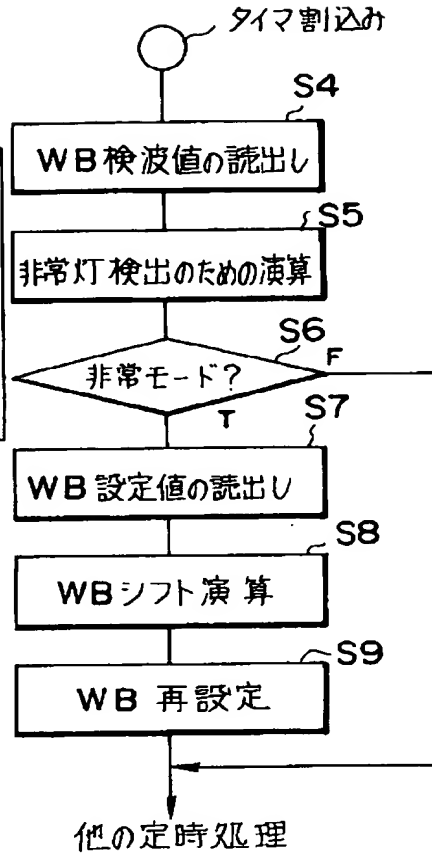
【图 6 7】



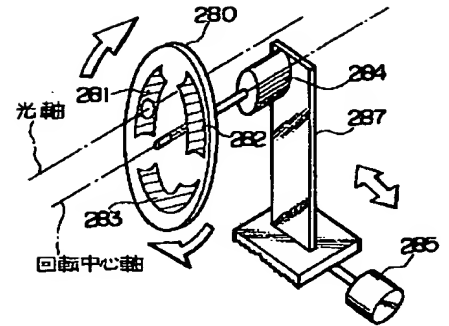
【図48】



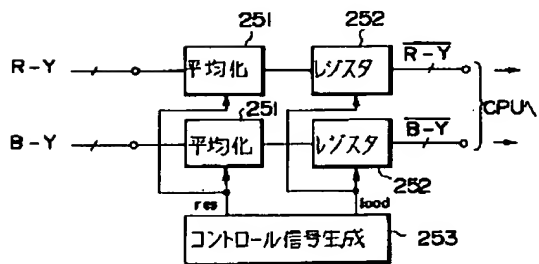
【図49】



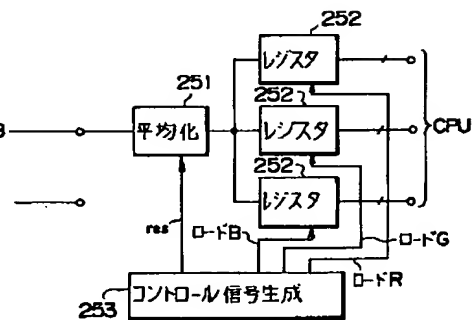
【図63】



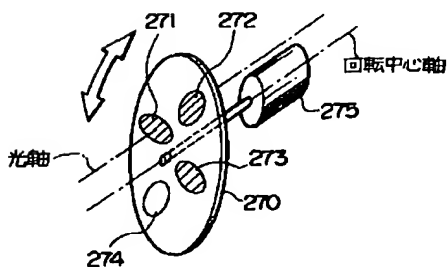
【図50】



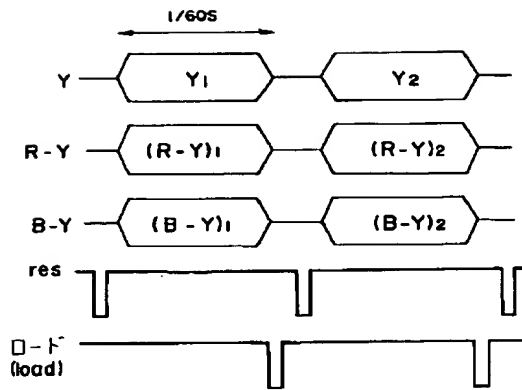
【図51】



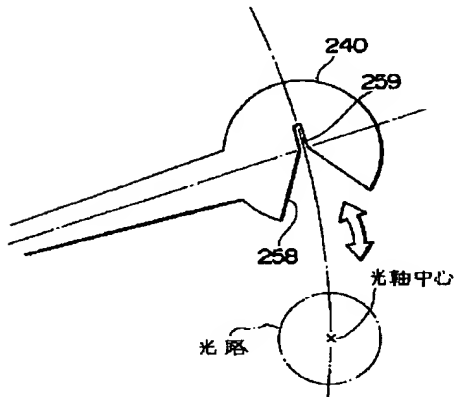
【図62】



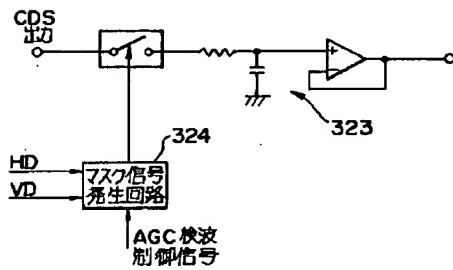
【図 5 2】



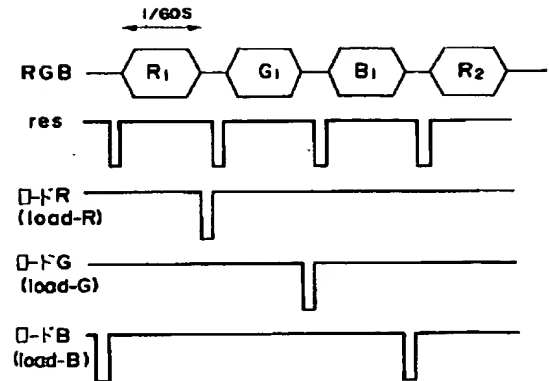
【図 5 5】



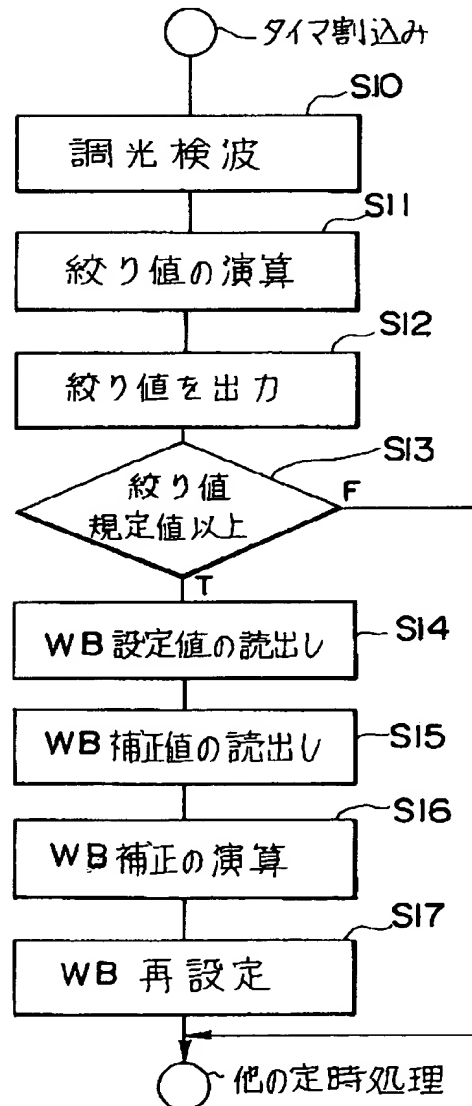
【図 6 9】



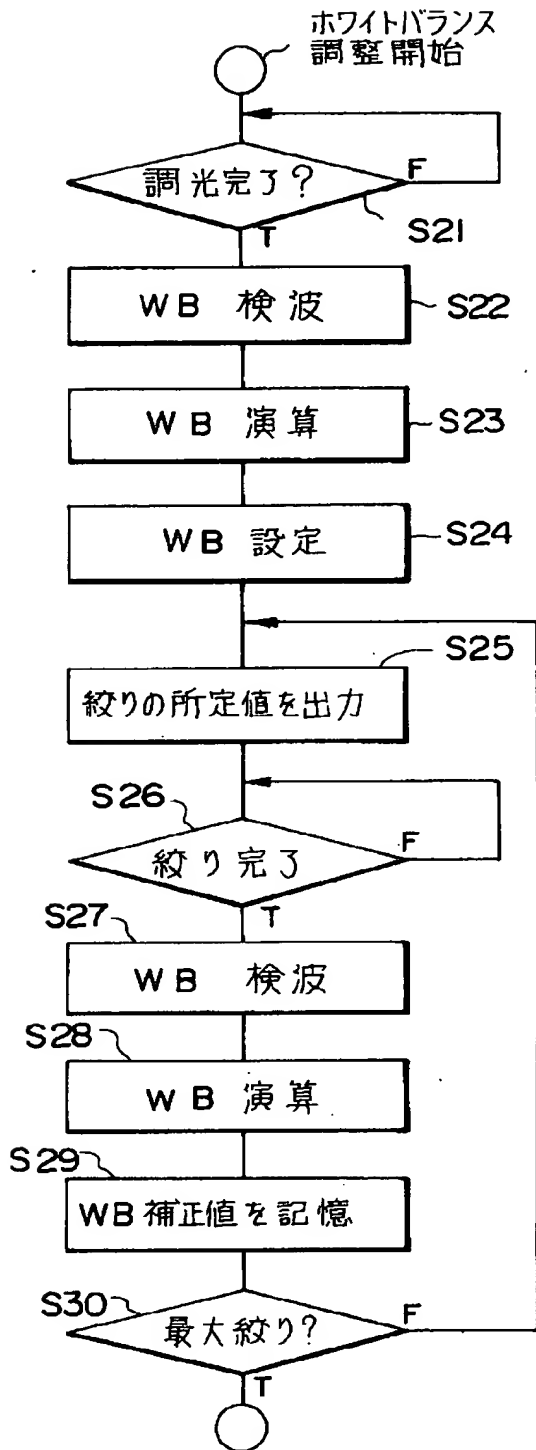
【図 5 3】



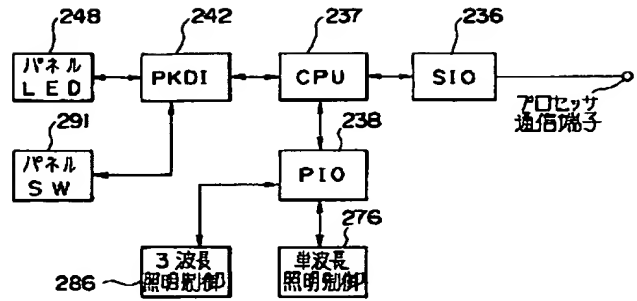
【図 5 7】



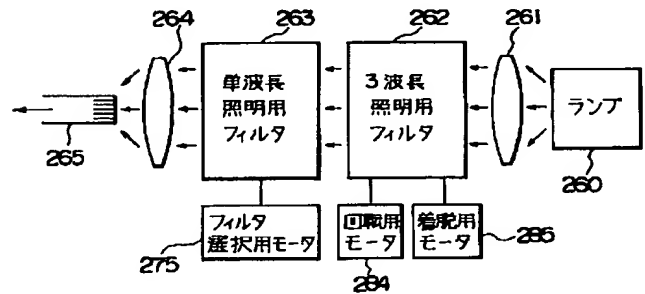
【図 58】



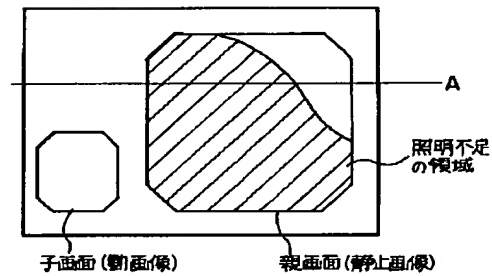
【図 59】



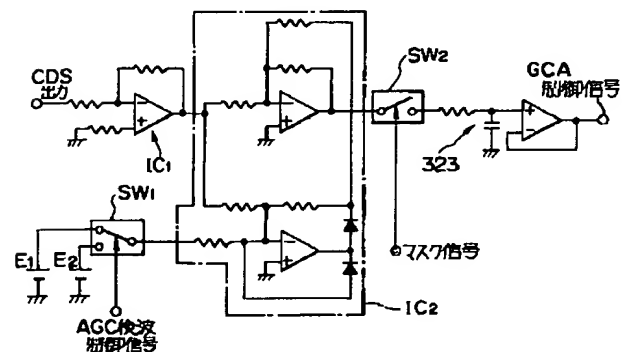
【図 61】



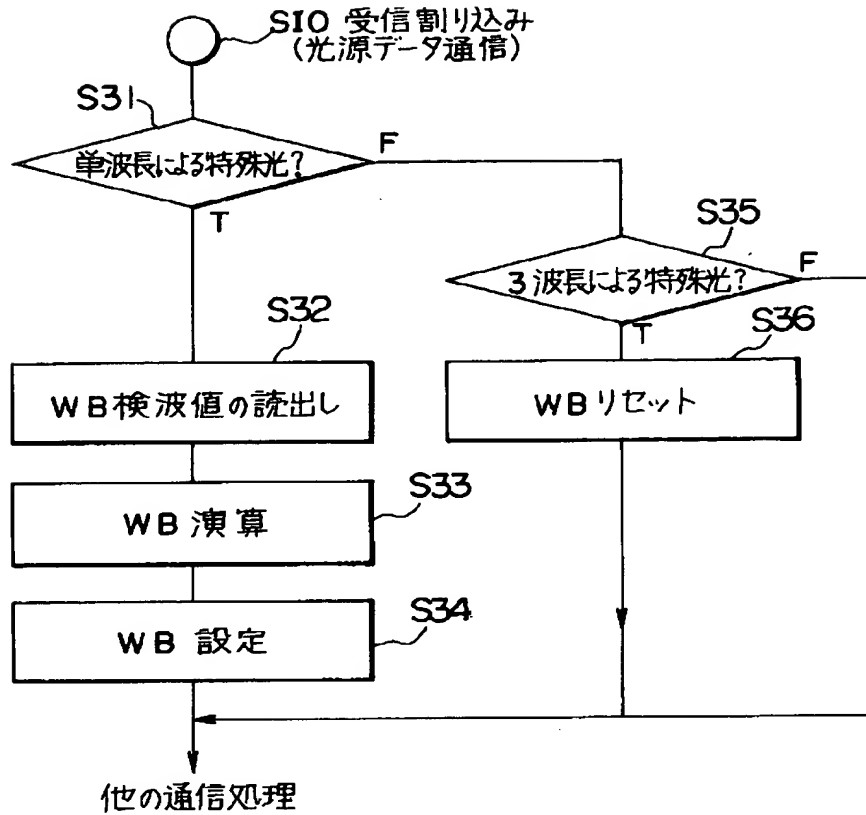
【図 65】



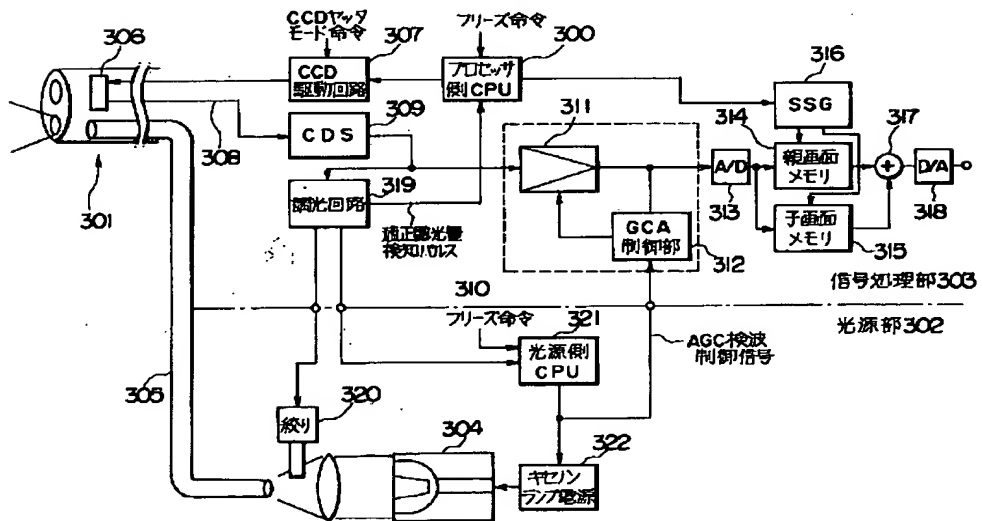
【図 68】



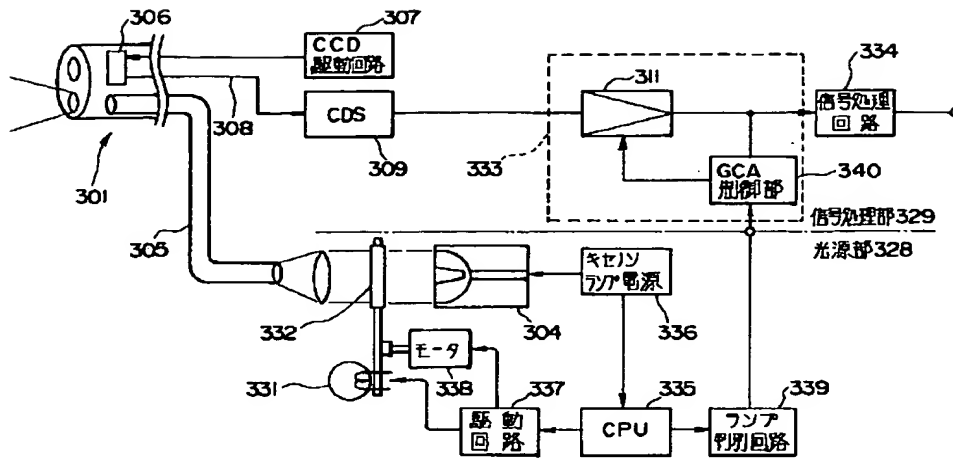
【図 6 0】



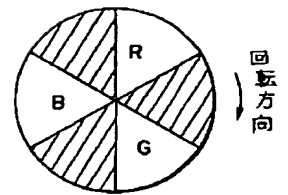
【図 6 4】



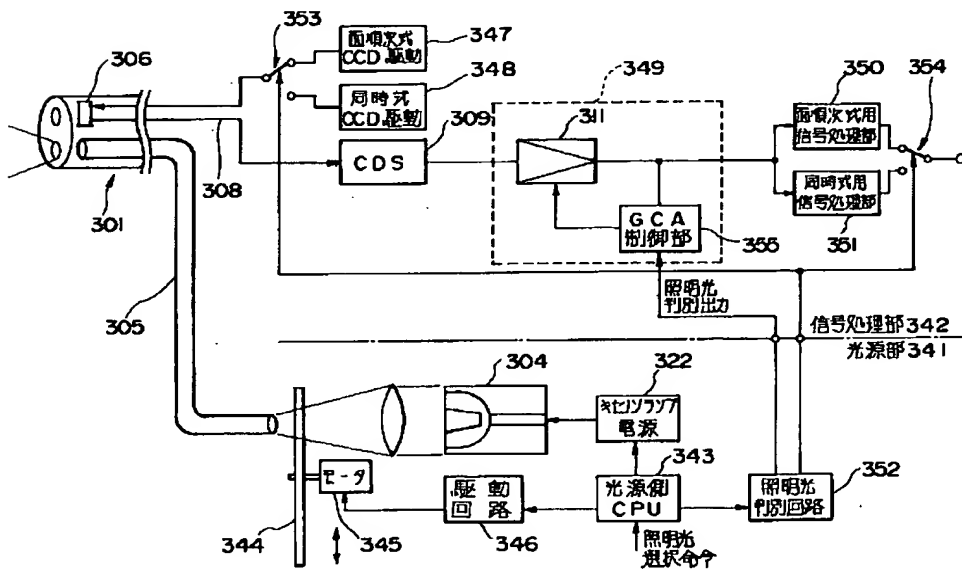
【図72】



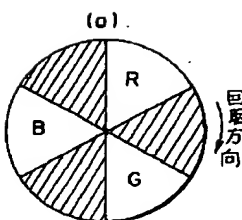
【図91】



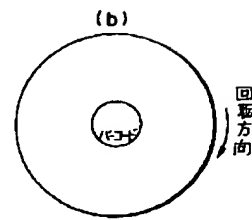
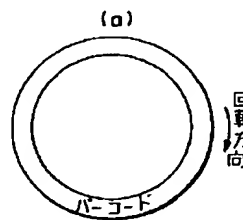
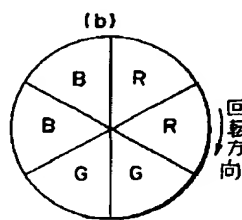
【図73】



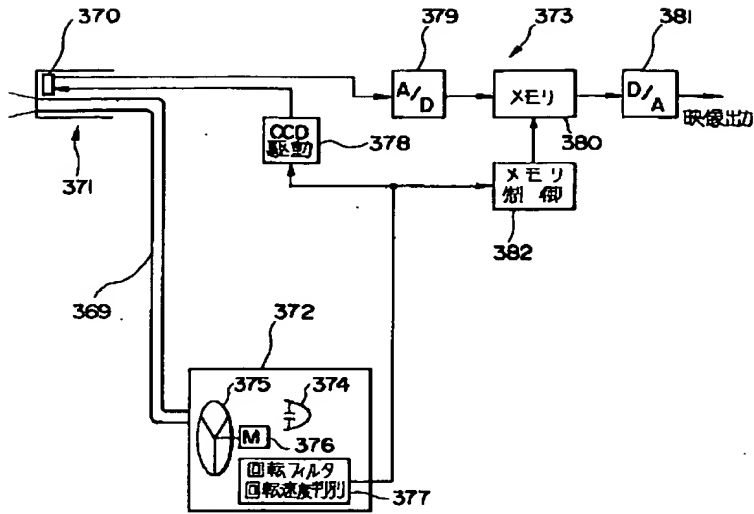
【図80】



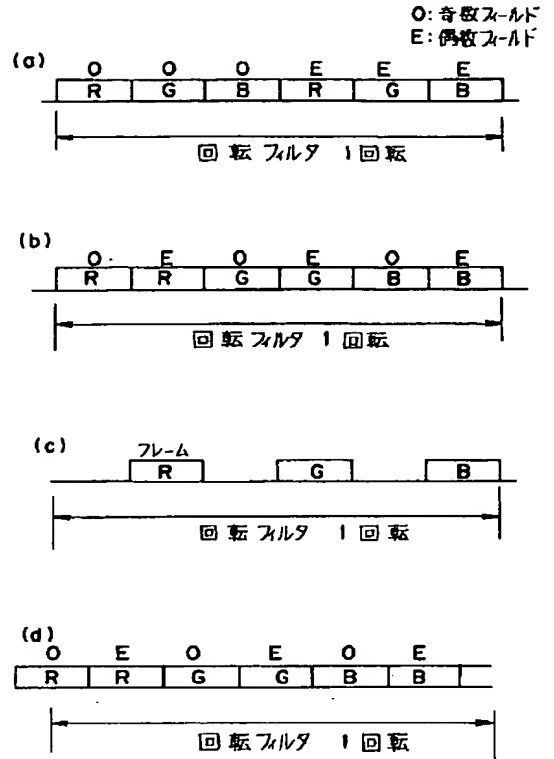
【図81】



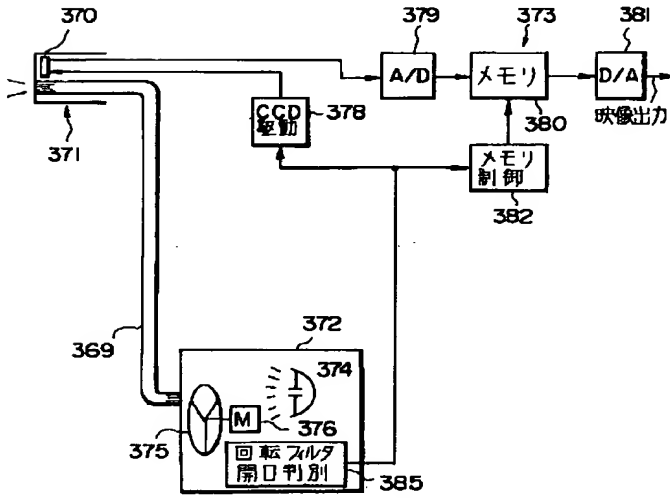
【図75】



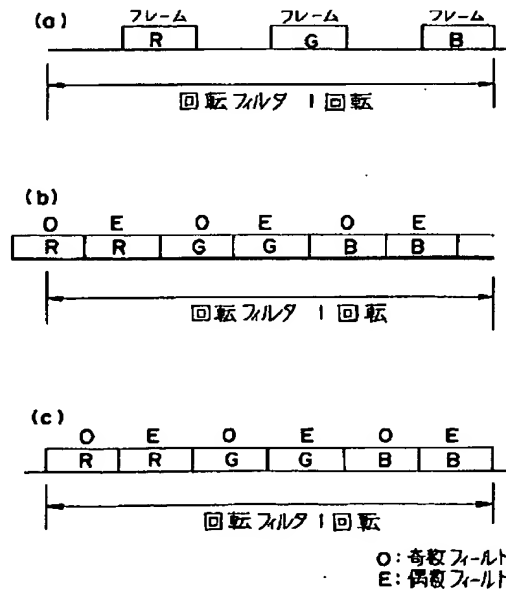
【図78】



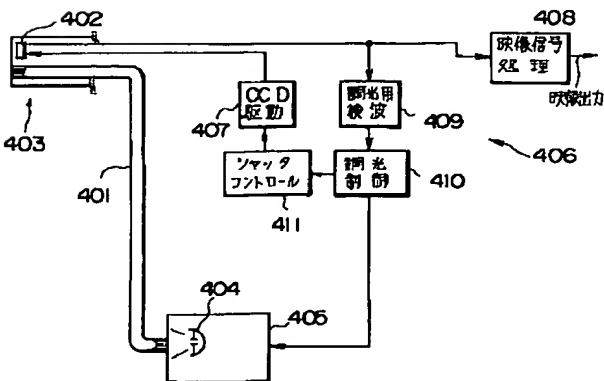
【図79】



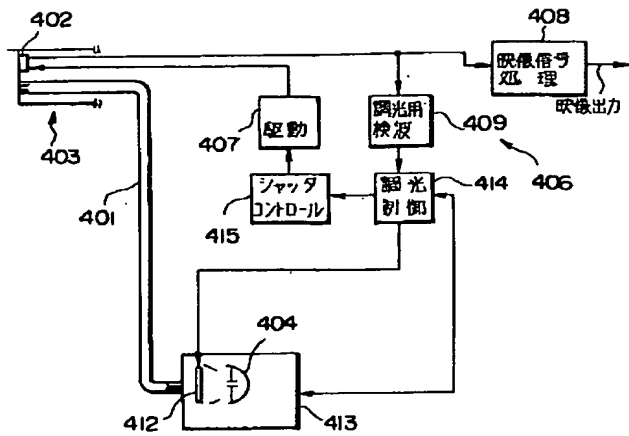
【図82】



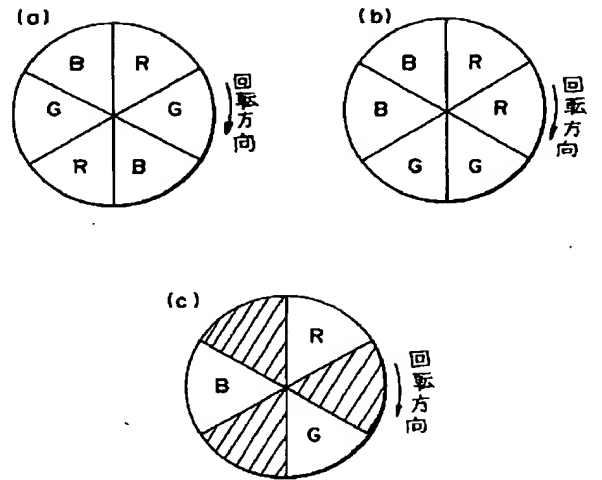
【図83】



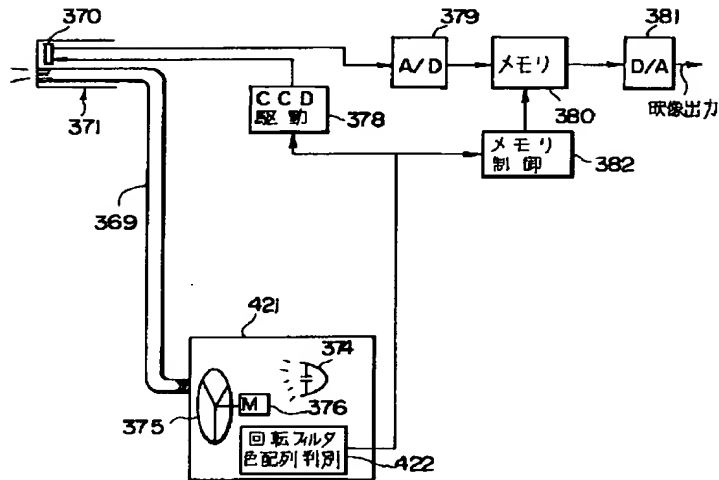
【図84】



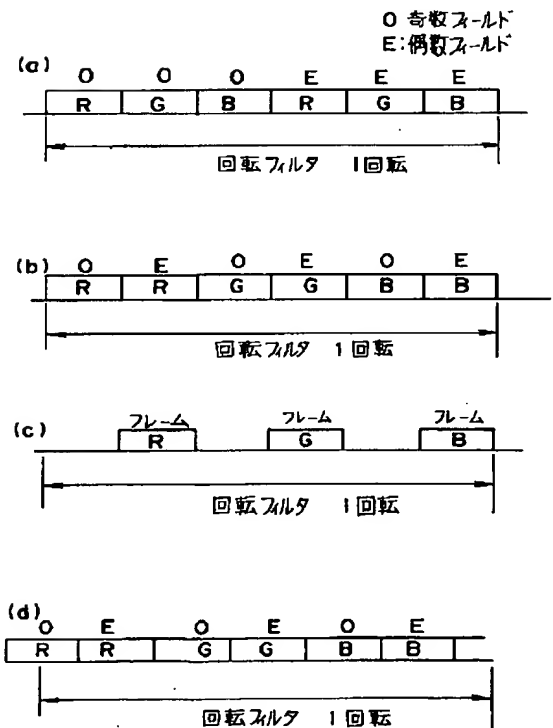
【図86】



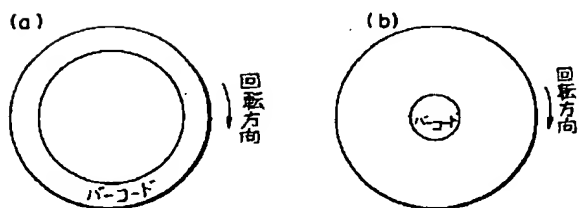
【図85】



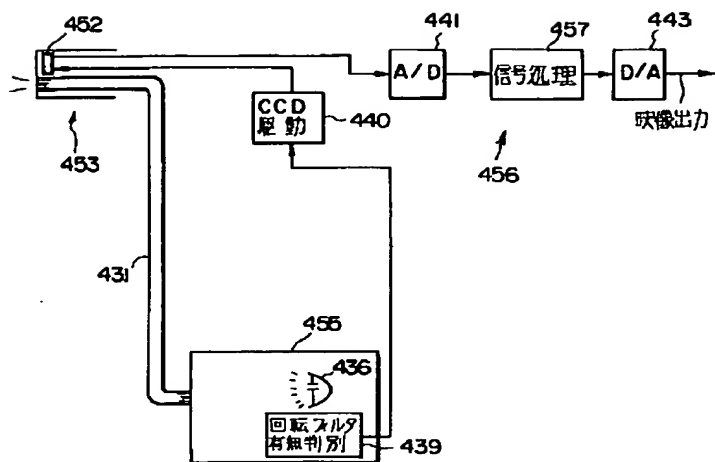
【図88】



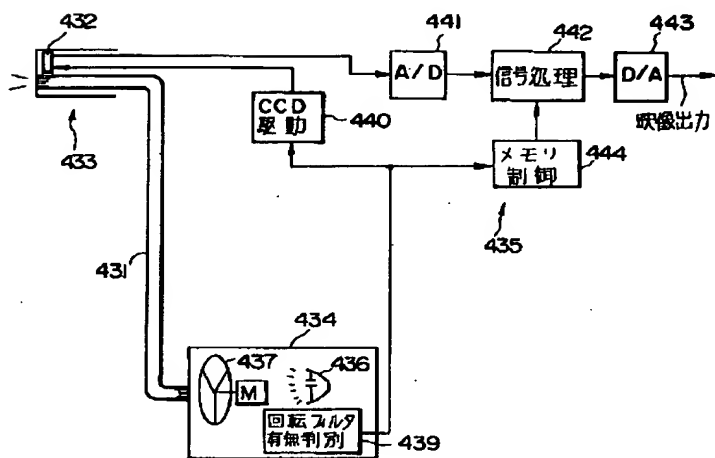
【図87】



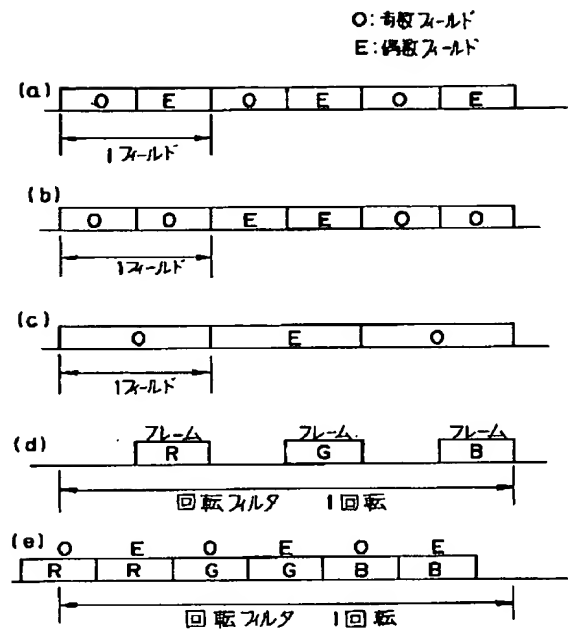
【図89】



【図90】



【図92】



フロントページの続き

(72)発明者 中川 雄大
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 菊地 健一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内